



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FURKASYON PERFORASYONLARININ TAMİRİNDE
KULLANILAN FARKLI BİYOMATERYALLERİN
SIZDIRMAZLIKLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Nurseli GÜNDOĞDU

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Sena KAŞIKÇI

KOCAELİ

2024



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FURKASYON PERFORASYONLARININ TAMİRİNDE
KULLANILAN FARKLI BİYOMATERYALLERİN
SIZDIRMAZLIKLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Nurseli GÜNDOĞDU

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Sena KAŞIKÇI

KOCAELİ

2024

BEYAN

Bu tez çalışmasının KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih: .../.../2024

Nurseli GÜNDOĞDU

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım süresince her türlü mesleki deneyimini paylaşan, bilgi birikimiyle çalışmalarına farklı açılardan bakmamı sağlayan ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen tez danışman hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Sena KAŞIKÇI'ya,

Asistanlığım süresince her türlü desteklerini ve dostluklarını en içten hissettiğim Uzm. Dt. Merve DULUNDU, Uzm. Dt. Zeynep AYSAL ÜNAL, Uzm. Dt. Rauf HAJIBAYOV, Uzm. Dt. Özge SÖYLEYİCİ ALPER, Arş. Gör. Dt. Onur Emir ÖZKAN, Arş. Gör. Dt. Ebru ŞİRİNOĞLU ve Arş. Gör. Dt. Simge YILDIRIM'a,

Asistanlığıma başladığım ilk günden beri yan yana olduğum, her koşulda beraber gülebildiğim sonsuz destekçim olan eşkıdemlilerim Arş. Gör. Dt. Sena KOLUNSAĞ ÖZBEK ve Arş. Gör. Dt. Damla GÜR ÇETİN'e,

Hayatımda aldığım kararlara vesile olan, yanımda olamasa da bugünlere gelmemde en büyük payı olan canım babama, hayatımın her aşamasında olduğu gibi, tüm eğitim sürecimde de desteklerini esirgemeyen ve bana hem anne hem baba olan canım kıymetlim Havva GÜNDOĞDU'ya, biricik kardeşlerim Bünyamin, Özlem, Tuana GÜNDOĞDU ve kardeş olmanın yanında uzun yıllardır ev arkadaşlığı yaptığım Tolunay GÜNDOĞDU'ya ve tüm aileme,

Hayatıma dahil olduğu andan beri zorlandığım anları kolaylaştıran, yükümü hafifleten, beni her anımda destekleyen canım yol arkadaşım Rasim AYHAN'a

En içten, sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Nurseli GÜNDOĞDU

İÇİNDEKİLER

BEYAN	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
TABLolar DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ.....	ix
ÖZET	xi
ABSTRACT	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Endodontik Tedavide Başarısızlık	3
2.2. Endodontik Perforasyonlar	3
2.3. Endodontik Perforasyonların Sınıflandırılması	4
2.4. Perforasyonların Prognozunu Etkileyen Faktörler	5
2.4.1. Perforasyonun büyüklüğü	5
2.4.2. Perforasyonun lokalizasyonu	5
2.4.3. Tamir edilene kadar geçen süre	6
2.4.4. Kullanılan tamir materyali.....	6
2.5. Furkasyon Perforasyonları	6
2.5.1. Cerrahi Tedavi.....	7
2.5.2. Cerrahi olmayan Tedavi	7
2.6. İdeal tamir materyalinin özellikleri; (38–40)	9
2.7. Perforasyon tamirinde kullanılan materyaller; (41).....	9
2.7.1. Amalgam	9
2.7.2. Süper EBA (Süper Etoksi Benzoik Asit).....	9
2.7.3. Cam iyonomer siman	10
2.7.4. Mineral Trioksit Aggregate (MTA).....	10
2.7.4.1. Çözünürlük	11
2.7.4.2. Basınç dayanımı	11
2.7.4.3. İtme gücü.....	12
2.7.4.4. Radyoopasite.....	12
2.7.4.5. Sızdırmazlık özelliği.....	12
2.7.4.6. Biyouyumluluk	12
2.7.4.7. Antimikrobiyal özelliği	13
2.8. Biyoseramikler	13

2.8.1.	Kalsiyum Silikat Esaslı Biyoseramikler	14
2.8.2.	DeneySEL Kalsiyum-Alümina Silikat Esaslı Biyoseramikler	15
2.8.3.	Kalsiyum Fosfat İçerikli Biyoseramikler	15
2.8.4.	Kalsiyum Silikat ve Kalsiyum Fosfat Karışımı Biyoseramikler	15
2.9.	Çalışmamızda Kullanılan Materyaller	16
2.9.1.	Well-Root Putty	16
2.9.2.	NeoPutty	16
2.9.3.	TotalFill BC-RRM	17
2.9.4.	Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France)	17
2.10.	Mikrosızıntı	19
2.11.	Mikrosızıntı Tespit Yöntemleri	19
2.11.1.	Boya Penetrasyon Yöntemi	20
2.11.2.	Radyoizotop Yöntemi	20
2.11.3.	Kimyasal Ajanların Kullanılması	21
2.11.4.	Bakteriyel Yöntemler	21
2.11.5.	İnsan Serumı Sızıntısı Yöntemi	22
2.11.6.	Elektrokimyasal Yöntem	22
2.11.7.	Sıvı İnfiltrasyon Yöntemi (Hava Basıncı Yöntemi)	22
2.11.8.	SEM Analizi (Taramalı Elektron Mikroskop Analiz Yöntemi)	22
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	24
3.1.	Dişlerin Seçilmesi	24
3.2.	Diş Kesitlerinin Hazırlanması ve Perforasyonların Oluşturulması	24
3.3.	Simanların Hazırlanması ve Perforasyon Tamiri	27
3.3.1.	Biodentine	27
3.3.2.	Well-Root Putty (Vericom, Gangwon- Do, Korea)	27
3.3.3.	TotalFill BC-RRM Putty	27
3.3.4.	Neoputty (NuSmile, Houston, Tex. USA)	27
3.4.	Örneklerin Boyanması	28
3.5.	Örneklerin Mikrosızıntı testi için Hazırlanması	29
3.6.	Örneklerin İncelenmesi	29
3.7.	İstatistiksel Yöntem	30
4.	BULGULAR	31
5.	TARTIŞMA	33
6.	SONUÇLAR	40
7.	KAYNAKLAR	41

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1: Biyoseramiklerin sınıflandırılması.....	13
Tablo 4.1: Sızıntı miktarı ve yüzdenin gruplara göre incelenmesi.....	31
Tablo 4.2: Deney grupları ve kontrol gruplarının sızıntı miktarı ve yüzdeleri açısından incelenmesi	32



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1: Örnek kesitlerin bukkalden ve okluzalden görünümü.....	24
Şekil 3.2: Kanal girişlerinin kompozitle kapatılması.....	25
Şekil 3.3: Oluşturulan perforasyon alanının okluzalden görünümü.....	25
Şekil 3.4: Perforasyonun oluşturulacağı rond frez çapının kumpas ile ölçülmesi.....	26
Şekil 3.5: Perforasyonların oluşturulması.....	26
Şekil 3.6: Perforasyonların okluzalden ve furkasyon tabanından görünümü.....	26
Şekil 3.7: Deneç gruplarının oluşturulması.....	27
Şekil 3.8: Çalışmamızda kullanılan tamir materyalleri.....	28
Şekil 3.9: Dişlerin metilen mavisiyle boyanması.....	28
Şekil 3.10: Örneklerin kesitlere ayrıldığı microcut cihazı.....	29
Şekil 3.11: Örneklerin incelendiğı stereomikroskop cihazı.....	29
Şekil 3.12: Neoputty stereomikroskop görüntüsü	30
Şekil 3.13: Well-Root Puttystereomikroskop görüntüsü.....	30
Şekil 3.14: Totalfill BC-RRM stereomikroskop görüntüsü	30
Şekil 3.15: Biodentine stereomikroskop görüntüsü.....	30
Şekil 4.1: Tamir materyallerinin sızdırma yüzdelerinin grafikte gösterimi.....	32

KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

Ark	Arkadaşları
Dk	Dakika
ml	Mililitre
gr	Gram
cm	Santimetre
mm	Milimetre
ml	Mililitre
µm	mikrometre
sn	Saniye
pH	Power of Hydrogen
PDL	Periodontal ligament
PT	Putty
ZOE	Çinko Oksit Ojenol
IRM	Intermediate Restorative Material
EBA	Super Etoksi Benzoik Asit
MTA	Mineral Trioksit Aggregate
FeO	Demir oksit
SEM	Scanning electron microscopy
Ca	Kalsiyum iyonu

OH	Hidroksil
CaOH	Kalsiyum hidroksit
CEM	Kalsiyumla zenginlendirilmiş karışım
BC-RRM	Bioceramic root repair material
P	İstatistiksel anlamlılık
>	Büyük

Simgeler

°C	Santigrat Derece
%	Yüzde

ÖZET

Furkasyon Perforasyonlarının Tamirinde Kullanılan Farklı Biyomateryallerin Sızdırmazlıklarının Karşılaştırılması

Amaç: Endodontik tedavi sırasında başarısızlığa sebep olan bazı komplikasyonlar meydana gelebilir. Furkasyon perforasyonları da bunlardan biridir ve bu perforasyonlar kök kanal sistemi ile periodontal dokular arasında iletişime neden olarak periradiküler dokularda enflamasyona sebep olabilir. Meydana gelen bu enflamasyon zamanla periodontal ataçman kaybına, kemik rezorpsiyonuna ve periodontal cep oluşumuna sebep olabileceğinden dolayı meydana gelir gelmez tamiri yapılmalıdır. Bu çalışmanın amacı, furkasyon bölgesinde meydana gelen perforasyonların tamirinde kullanılan farklı biyoseramik materyallerin sızdırmazlıklarının karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda kullanılmak üzere yeni çekilmiş, çürüğü, kırık veya çatlağı olmayan, 70 adet daimî alt molar dişleri seçildi. Dişler, mine- sement sınırının 3 mm üzerinden işaretlenerek separe yardımıyla dekore edildi. Daha sonra furkasyonun 3 mm apikalinden kökler ampute edildi. Uzun rond frez yardımıyla dişlere standart giriş kavitesi açıldı. Her örnekteki kanal açıklıklarına ve her kökün apikal ucu kompozit materyali ile kapatıldı. Tüm azı dişleri kavite duvarları ve pulpa tabanı da dahil olmak üzere iki kat şeffaf tırnak cilası ile kaplandı. Dişlerin dış yüzeyinden, 1.4 mm çapındaki rond frez ile furkal bölgeden perforasyon oluşturuldu. Dişlerin dış yüzeyleri periradiküler dokuları taklit etmesi için silikon ölçünün içine dikkatlice gömüldü. Örnekler gruplara ayrıldı (n=15). Grup A: Biodentin, Grup B: Well-Root Putty, Grup C: TotalFill BC-RRM, Grup D: NeoPutty olacak şekilde tamirleri yapıldı. Gruplara ek olarak (n=5) pozitif ve negatif kontrol grubu belirlendi. Örnekler sertleşme tamamlanınca %2' lik metilen mavisiyle 48 saat süre ile boyandı. Akan suyun altında yarım saat yıkandıktan sonra örnekler bukkolingual olacak şekilde kesitlere ayrıldı ve stereomikroskopta x20 büyütme altında incelendi.

Bulgular: Gruplara göre % ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p=0,002). Biodentine grubunun ortancası 54,79, Totalfill BC-RRM grubunun ortancası 32,84, Well-Root PT grubunun ortancası 20,74 ve NeoPutty grubunun ortancası 53,75 olarak elde edilmiştir. Well-Root PT ile Biodentine ve NeoPutty arasında bir fark vardır.

Sonuçlar: Biodentine en yüksek sızdırma oranına sahipken Well-Root Putty en az sızdırma oranıyla en yüksek başarıyı elde etmiştir.

Anahtar Kelimeler: Biyoseramik materyal, Furkasyon perforasyonu, Stereomikroskop

ABSTRACT

Comparison of The Sealing Properties of Different Biomaterials Used in The Repair of Furcation Perforations

Aim: During endodontic treatment, some changes may occur that cause failure. Furcation perforations are one of them, and these perforations may cause inflammation in the periradicular tissues by causing communication between the root canal system and periodontal tissues. This inflammation can cause periodontal attachment loss, bone resorption and periodontal pocket formation, and the damage that occurs can be repaired. The purpose of this service is to compare the cells of different bioceramic cuts used in the repair of perforations occurring in the furcation area.

Materials and Methods: 70 freshly extracted permanent lower molar teeth without caries, fractures or cracks were selected to be used in our study. The teeth were marked 3 mm above the cemento-enamel border and decorated with the help of a separator. Then, the roots were amputated 3 mm apical to the furcation. A standard access cavity was opened for the teeth with the help of a long round bur. The canal openings in each sample and the apical end of each root were closed with composite material. All molars, including the cavity walls and pulp floor, were coated with two layers of clear nail polish. A perforation was created from the outer surface of the teeth in the furcal region with a 1.4 mm diameter round bur. The outer surfaces of the teeth were carefully embedded into the silicone impression to mimic the periradicular tissues. The samples were divided into groups (n = 15). Repairs were made as Group A: Biodentine, Group B: Well-Root Putty, Group C: TotalFill BC-RRM, Group D: NeoPutty. In addition to the groups (n=5), positive and negative control groups were determined. When the hardening was completed, the samples were stained with 2% methylene blue for 48 hours. After washing under running water for half an hour, the samples were sectioned buccolingually and examined under a stereomicroscope under x20 magnification.

Results: There is a statistically significant difference between the % median values according to groups (p=0.002). The median of the Biodentine group was 54.79, the median of the FKG Totalfill group was 32.84, the median of the Well-root group was 20.74 and the median of the NeoPutty group was 53.75. There is a difference between well-root and Biodentine and Neoputty.

Conclusion: While Biodentine had the highest leakage rate, WellRoot Putty achieved the highest success with the least leakage rate.

Key Words: Bioceramic material, Furcation perforation, Stereomicroscope



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Endodontik tedavi sırasında başarısızlığa sebep olan bazı komplikasyonlar meydana gelebilir. Bunlara alet kırığı, eksik veya taşkın doldurulmuş kanallar, transportasyon meydana gelmesi, basamak oluşumu veya perforasyonlar örnek olarak verilebilir (1). Endodontide perforasyon, kök kanal sistemi ile dış ortam arasında oluşturulan mekanik veya patolojik yol olarak tanımlanabilir (2). Dış sert dokularında meydana gelen perforasyonların sonucu olarak ağız boşluğu ve çevre dokular arasında bir yol meydana gelmesi, endodontik tedavinin herhangi bir aşamasında meydana gelebileceği gibi, endodontik tedaviye başlamadan önce, eskiden yapılan tedavinin sonucu olarak da var olabilir. İyatrojenik sebeplerin yanı sıra, rezorpsiyon veya çürük gibi nedenlerden dolayı da perforasyonların oluşması mümkündür. Meydana gelen perforasyonun büyüklüğü, perforasyonun lokalizasyonu, tedaviye kadar geçme süresi ve kullanılan tamir materyali tedavinin prognozunu etkileyen faktörlerdendir (3). Furkasyon perforasyonları, kök kanal sistemi ile periodontal dokular arasında iletişime neden olan bir yaralanma çeşididir. Meydana gelen bu perforasyon, ilerlemiş çürük kaynaklı ya da dış sert dokularında meydana gelen rezorpsiyon kaynaklı olabileceği gibi; giriş kavitesinin hazırlanması, kök kanallarının aranması sırasında döner aletlerin yanlış konumlandırılması gibi iatrojenik kaynaklı da olabilir. Periradiküler dokulardaki bu enflamasyon, zamanla periodontal ataçman kaybına, kemik rezorpsiyonuna ve periodontal cep oluşumuna sebep olabileceğinden dolayı meydana gelmez tamiri yapılmalıdır (4). Perforasyon tamirinde genel olarak cerrahi olmayan tedavi yöntemleri tercih edilir. Furkasyon tabanında meydana gelen perforasyonlarda endodontik tedavinin prognozu, bölgenin sulkusla olan bağlantısından dolayı olumsuz etkilenebilir. Meydana gelen bu perforasyon, sızdırmaz ve biyouyumlu bir malzeme ile hızlıca kapatılmalıdır (5). Geçmişten günümüze perforasyon tamiri için amalgam, cam iyonomer siman, Süper EBA, çinko oksit öjenol, Mineral trioksit agregatı ve biyoseramikler kullanılmıştır (6).

Biyoseramikler, biyolojik hidroksiapatite benzerliklerinden dolayı mükemmel bir biyouyumluluk sağlarlar. Aynı zamanda osteoindüktif, osteokondüktif ve antibakteriyel olma özellikleri de vardır. Radyoopasitelerinin iyi olmasının yanında mükemmel bir sızdırmazlık da sağlarlar (7). Biyoseramik esaslı materyaller günümüzde birçok alanda kullanılmaktadır. Direkt kuafaj, apeksogenezis ve rejeneratif tedavi prosedürlerinde kullanılmakla birlikte retrograd dolgu ve kök kanal dolgu materyali olarak da kullanılması biyoseramiklerin endodontide önemli bir yer edinmesini sağlamıştır (8).

Mikrosızıntı, diş ile kullanılan restoratif materyal arasındaki oral sıvıların, iyonların, moleküllerin, bakterilerin veya bakteri toksinlerinin geçişi olarak tanımlanabilir (9). Prognozu kötü yönde etkileyen mikrosızıntının saptanabilmesi için birçok yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden biri de boya penetrasyon yöntemidir (10).

Yapmış olduğumuz bu tez çalışmasının amacı, furkasyon perforasyonlarının tamirinde kullanılan farklı biyomateryallerin sızdırmazlığını boya penetrasyon yöntemi kullanarak karşılaştırmaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Endodontik Tedavide Başarısızlık

Endodontik tedavide asıl amaç, kanal sistemindeki enfekte pulpa ve artıklarının uzaklaştırılması, kök kanal boşluğunun genişletilmesi ve kök kanallarının inert bir materyalle doldurulmasıdır (11). Yapılan kök kanal tedavisinin başarısız olmasının sebebi kök kanal sistemindeki veya periradiküler dokulardaki enfeksiyonun önlenememiş olmasıdır. Çoğu zaman bu başarısızlığa bazı komplikasyonlar sebep olabilmektedir (12).

Endodontik tedavide başarısızlığa sebep olan prosedürel hatalar şunlardır (1):

- Alet kırıkları
- Rezidüel pulpa dokusu
- Eksik veya taşkın doldurulmuş kanallar
- Basamak, transportasyon varlığı
- Perforasyonlar

Bu komplikasyonlar endodontik tedavinin teşhis, planlama, enstrümentasyon, obtürasyon aşamalarında meydana gelebilir. Bu yaygın görülen komplikasyonların nasıl önleneceğini, meydana geldiğinde ise nasıl bir tedavi prosedürü izleneceğini bilmek oldukça önemlidir (13).

2.2. Endodontik Perforasyonlar

Endodontide perforasyon, kök kanal sistemi ile dış ortam arasında oluşturulan mekanik veya patolojik yol olarak tanımlanabilir (2). Dış sert dokularında meydana gelen perforasyonların sonucu olarak ağız boşluğu ve çevre dokular arasında bir yol meydana gelmesi, endodontik tedavinin herhangi bir aşamasında meydana gelebileceği gibi, endodontik tedaviye başlamadan önce, eskiden yapılan tedavinin sonucu olarak da var olabilir. İyatrojenik sebeplerin yanı sıra, rezorpsiyon veya çürük gibi nedenlerden dolayı da perforasyonların oluşması mümkündür (3). Bu perforasyonlar, kök kanal tedavisi sırasında kanal ağzı ararken, kalsifiye kök kanallarını tedavi ederken ya da kanalları şekillendirirken meydana gelebilir. Bunların yanı sıra restoratif işlemler sırasında da (post ve kor hazırlığı) oluşabilir (5). Meydana gelen bu prosedürel hatalara veya kazalara bazı faktörler sebep olabilir (14). Bunlara örnek olarak pulpa odasında veya kanaldaki pulpa taşı varlığı, kalsifikasyonlar, çok yaygın çürükler, mevcut kök rezorpsiyonları, dişin rotasyonlu veya aşırı eğimli olması verilebilir (15–18).

Seltzer ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada maymunları kullanmışlardır ve yapılan çalışmada endodontik işlem sırasında meydana gelen perforasyonlarının periodontal

dokuları nasıl etkilediğine bakmıştır. Bunu değerlendirirken değişkeni de zaman olarak belirlemiştir. Bazı perforasyonlar hemen tamir edilirken bazıları ise uzun zaman açık bırakılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda iki faktörün perforasyon tamirinde çok önemli olduğunu bulmuştur: Perforasyonun yeri ve tamir için geçen süre. Uzun süre açık kalan perforasyonlarda, defekt alanının tükürük ve mikroorganizmalara maruz kalması sonucu epitel aşağı doğru proliferasyon olarak kemiğin de zaman içerisinde yıkımına neden olur. Yapılan çalışmada zaman kavramı önemliydi çünkü hemen kapatılan perforasyonlarda periodontal dokuların rejenerasyon ihtimali çok yüksekti, uzun zaman açık bırakılan perforasyonlarda ise rejenerasyon şansı yoktu. Aynı zamanda perforasyonun konumu da prognozu etkiliyordu. Hem endodontik hem de periodontal açıdan kökün orta veya apikal bölgesinde meydana gelen perforasyonlarda prognoz yüksekken, servikal veya pulpa tabanında meydana gelen perforasyonlarda ise prognoz oldukça düşüktü (19).

2.3. Endodontik Perforasyonların Sınıflandırılması

Amerikan Endodontistler Birliği (AAE) perforasyonları yerine göre sınıflandırmıştır (13):

- Apikal perforasyon: Kökün apikal üçte birinde meydana gelen perforasyon.
- Furkasyon perforasyonu: Dişin furkasyon alanında meydana gelen perforasyon.
- Strip perforasyon: Preparasyon aşamasında kökün lateral duvarının aşırı kaldırılmasıyla meydana gelen tam bir penetrasyon.

Nicholls perforasyonları şu şekilde sınıflandırmıştır: (15)

1. Rezorpsiyona bağlı perforasyonlar
2. Travmaya bağlı perforasyonlar
 - a. Kanal dolgusundan önce oluşan perforasyonlar
 - Pulpa odasının tabanında oluşan perforasyonlar
 - Kökte oluşan perforasyonlar
 - Kökün koronal üçte bir kısmında oluşan perforasyonlar
 - Kökün orta üçte bir kısmında oluşan perforasyonlar
 - ✓ Yatay yönde oluşan perforasyonlar
 - ✓ Dişin uzun eksenine boyunca oluşan perforasyonlar
 - Kökün apikal üçte bir kısmında oluşan perforasyonlar
 - b. Kanal dolgusu sonrası oluşan perforasyonlar

Fuss & Trope ise perforasyonların sınıflandırmasını perforasyonun konumuna göre yapmışlardır (3):

1. Lateral perforasyonlar

- Koronal perforasyonlar
- Krestal perforasyonlar
- Apikal perforasyonlar

2. Furkasyon perforasyonları

2.4. Perforasyonların Prognozunu Etkileyen Faktörler

- Perforasyonun büyüklüğü
- Perforasyonun lokalizasyonu
- Tamir edilene kadar geçen süre
- Kullanılan tamir materyali

2.4.1. Perforasyonun büyüklüğü

Meydana gelen perforasyonun boyutu, hekimin bölgeyi sızdırmaz ve hermetik bir şekilde kapatabilmesi açısından çok önemlidir. Meydana gelen küçük boyutlardaki perforasyonların hem sızdırmaz bir şekilde kapatılması kolaydır hem de iyileşme şansı yüksektir. Ancak perforasyonun boyutu büyüdükçe, bölgeyi hermetik olarak kapatabilmek de güçleşir. Aynı zamanda, büyük perforasyonlarda taşkın dolgu riski de mevcuttur ve bu durum periodontal dokuları olumsuz etkileyerek tedavinin prognozunu düşürür (5).

Perforasyon alanının büyümesi izolasyonu da güçleştirir. Bu da defekt bölgesindeki bakteriyel irritasyon ihtimalini artırır (3).

2.4.2. Perforasyonun lokalizasyonu

Perforasyonun lokalizasyonu, tedavinin başarısını etkileyen en önemli unsurlardan biridir (20). Fuss ve Trope'a göre furkasyon kötü prognozlu iken lateral perforasyonlar iyi prognozludur. Çünkü meydana gelen lateral perforasyonlar; koronal veya apikal olarak meydana gelirken, furkasyonda meydana gelen perforasyonlar tamamen krestal kemik ile çevrilidir.

Kökün servikal üçlü veya furkasyon bölgesinin gingival sulkus ile olan ilişkisi diğer bölgelere daha fazla olduğu için prognozu diğer bölgelere göre daha zayıf değerlendirilmiştir ve aynı zamanda bu bölgelerin tedavisi de güçtür. Zamanla periodontal cep oluşumu ve enflamasyon gözlenebilir (17,21,22).

Alveolar bölgede meydana gelen perforasyonlar tamir edilmediklerinde epitel perforasyon alanına doğru büyür ve periodontal defekt oluşur (5).

2.4.3. Tamir edilene kadar geçen süre

Meydana gelen perforasyonlar, en kısa sürede hermetik olarak kapatılmalıdır. Böylece ataçman kaybı ve daha ileri aşamada sulkuler ataçman harabiyeti önlenebilir. Furkasyon perforasyonlarının sulkus ile yakın bağlantıda olmasından dolayı, tamir sürecinin uzamasıyla birlikte periradiküler dokularda kronik enflamasyon ve sonrasında ataçman kaybı görülebilir (23).

Eğer meydana gelen perforasyon kanal tedavisi bitmeden meydana geldiyse, öncelikli olarak perforasyonun onarımı düşünülmelidir. Çünkü kullanılan materyaller, irriganlar defekt bölgesinden periodonsiyuma kaçabilir (5).

2.4.4. Kullanılan tamir materyali

Tedavinin başarılı olabilmesi için perforasyon alanının gingival sulkus ile bağlantısını hermetik olarak kapatabilecek, biyouyumlu bir materyal ile en kısa sürede tamiri yapılmalıdır (24).

Tamir için kullanılacak materyaller biyouyumlu olmalı ya da biyolojik açıdan etkisiz olmalıdır. Aynı zamanda kullanılan tamir materyali, bakterilerin geçişini engelleyebilmeli, okluzal yüklerle karşı dirençli olmalıdır. Nemden etkilenmemeli, boyutsal olarak stabil olmalı ve materyal zamanla rezorbe olmamalıdır. Kullanılan materyal sementin ya da periodontal dokunun, defektin üzerini örtmesini sağlamalı, buna izin vermelidir (19,25,26).

Molar dişlerde oluşan furkasyon perforasyonlarında kullanılan materyaller okluzal kuvvetlere karşı direnç göstermelidir (27).

2.5. Furkasyon Perforasyonları

Furkasyon perforasyonları, kök kanal sistemi ile periodontal dokular arasında iletişime neden olan bir yaralanma çeşididir. Meydana gelen bu perforasyon, ilerlemiş çürük kaynaklı ya da diş sert dokularında meydana gelen rezorbsiyon kaynaklı olabildiği gibi; giriş kavitesinin hazırlanması, kök kanallarının aranması sırasında döner aletlerin yanlış konumlandırılması gibi iatrojenik kaynaklı da olabilir (4),(3).

Furkasyonda meydana gelen perforasyonlar, oluşan enflamasyonun periodontal dokulara hızlı bir şekilde yayılıp yıkıma neden olabileceği için zahmetli ve kritiktir (18). Periradiküler dokularda meydana gelen bu enflamasyon, zamanla periodontal ataçman kaybına, kemik rezorpsiyonuna ve periodontal cep oluşumuna sebep olabileceğinden dolayı, perforasyon bölgesindeki enfeksiyon olasılığını azaltmak için, meydana gelir gelmez tamiri yapılmalıdır (28,29).

Endodontik perforasyonların tedavi planı birçok faktöre bağlıdır. Perforasyon bölgesine ulaşılabilirlik, perforasyon alanının görünürlüğü, perforasyonun üzerinden geçen zaman, perforasyonun boyutu, hastanın ağız hijyeni veya periodontal durum bunlara örnek verilebilir. Perforasyonun çok büyük olduğu ve çevre periodontal dokuların şüpheli olduğu durumlarda dişin çekimi gerekebilir (30).

Perforasyon defektlerinin onarımı ortograd veya cerrahi tedavi seçenekleri olmak üzere iki şekilde yapılabilir (31).

2.5.1. Cerrahi Tedavi

Cerrahi için daha karmaşık restoratif işlemler gereklidir ve hastanın ağız hijyeninin iyi olması gerekir (32). Cerrahi tedavi yaklaşımı, genellikle diğer tedavi yöntemlerine uygun olmayan defektlerle sınırlıdır (30).

Bazen defektin olduğu alana cerrahi olarak ulaşılabilirlik çok zor olabilir; özellikle mandibular molarların lingual bölgesi ve üst molarların trifurkasyon alanları (33).

Nicholls, kök perforasyonlarının cerrahi onarımı için endikasyonları; büyük perforasyonlar, cerrahi olmayan erişilemezlik, rezorpsiyon sonucunda meydana gelen perforasyonlar ve cerrahi olmayan tedaviden sonra meydana gelen başarısızlıklar olarak özetlemiştir (34).

Furkasyon alanında meydana gelen geniş perforasyonların tedavi seçenekleri arasında biküspidizasyon, kök amputasyonu veya hemiseksiyon sayılabilir. Tedavinin seçimini krestal kemiğin seviyesi ve kemiğin furkasyonla olan ilişkisi, kökün uzunluğu belirleyebilir. Biküspidizasyon ve hemiseksiyon için uygun olan dişler ayırık köklere ve yeterli kök desteğine izin veren kret kemiği seviyelerine sahiptir. Ancak kökte çok fazla harabiyet varsa kök amputasyonu düşünülebilir (15,17,35).

2.5.2. Cerrahi olmayan Tedavi

Perforasyon tamirinde genel olarak cerrahi olmayan tedavi yöntemleri tercih edilir. İşlem sırasında meydana gelen perforasyonlarda, öncelikli olarak kanal girişleri kapatılmalı, daha

sonra perforasyon tamirine geçilmelidir. Bu kanalların tamir malzemesiyle iyatrojenik olarak tıkanmasını önler.

Perforasyonun gelişimiyle onarımı arasındaki zaman aralığı oldukça önemlidir. Perforasyon meydana geldikten hemen sonra onarım gerçekleştirilirse periodontal ligamentlerin de zarar görmesi engellenmiş olur. Eğer perforasyon uzun süredir mevcutsa, kronik olarak enfekte olabilir (36). Böyle durumlarda öncelikli olarak enfekte alan temizlenmeli, varsa bölgedeki restoratif materyal artıkları temizlenmelidir. Perforasyonun olduğu bölgede hiperplastik granülasyon dokusu oluştuysa, küret ile dikkatlice temizlenmeli ve kanama kontrol altına alınmalıdır. Bazen kanama kontrol altına alınamayabilir, böyle durumlarda perforasyon bölgesi geçici dolguyla kapatılmalı, kanama kontrol altına alındıktan sonra onarıma geçilmelidir (37).

Koronal perforasyonlar alveol kretin üzerinde bulunurlar ve direkt olarak oral kaviteyle ilişki içerisindedir. Periodontal dokularla temas etmedikleri için restoratif dolgu materyalleri ile tamirleri yapılabilir. Eğer perforasyon bölgesinden kaynaklı kök kanal tedavisi yapılamıyor ise, öncelikli olarak perfore alan tamir edilmeli, daha sonra kök kanal tedavisine geçilmelidir (3).

Perforasyonun alveol kretin birkaç mm altında olduğu durumlarda, perforasyon bölgesi alveol kretin üstüne çıkacak şekilde ekstrüze edilerek perforasyon bölgesi kapatılabilir. Böylece cerrahi müdahaleye gerek kalmadan dişin onarımı gerçekleşmiş olur (22).

Apikal perforasyonlar, bölgenin ulaşılabilirliğinin güç olması nedeniyle tamir edilmesi zor olan perforasyonlardır. Bu perforasyonlarda, kanalda yeterli preparasyon yapıldıktan sonra perfore alanın uyumlu bir materyalle kapatılması gerekir (3).

Furkasyon tabanında meydana gelen perforasyonlarda endodontik tedavinin prognozu, bölgenin geniş yaralanma alanına sahip olması ve sulkusla olan bağlantısından dolayı olumsuz etkilenebilir. Meydana gelen bu perforasyon, iyatrojenik veya patolojik, sızdırmaz ve biyouyumlu bir malzeme ile hızlıca kapatılmalıdır.

Furkasyonda meydana gelen küçük perforasyonlarda, hızlı sertleşen bir materyal ile tamir yapıldığında prognoz çoğunlukla iyidir. Ancak, daha büyük boyutlu perforasyonlarda ise prognoz tehlikeye girebilir. Çünkü yerleştirilen materyal perforasyon bölgesinden periodontal ligament aralığına taşabilir (5).

Furkasyonda meydana gelen perforasyonlardan sonra gelişen periodontal yıkımların onarımı esas olarak iki ana faktöre bağlıdır: Perforasyonun yeri ve perforasyonun meydana geldiği zaman ile tamir arasında geçen zaman. Uzun süren perforasyonlarda, periodontal yıkımı takiben kemik yıkımı da başlar ve prognoz kötüye gider. Hızlıca kapatılmış perforasyonlarda ise periodontal dokuların rejenerasyon imkânı daha fazladır, prognoz da aynı oranda yüksektir (16).

Geçmişten günümüze, perforasyonları tamir etmek için birçok malzeme kullanılmıştır.

2.6. İdeal tamir materyalinin özellikleri; (38–40)

- Pulpa ve periradiküler dokular arasında bakteri geçişini önleyebilmeli,
- Perforasyon bölgesinde çok iyi bir sızdırmazlık sağlamalı,
- Biyouyumlu olmalı,
- Sementogenez ve osteogenez uyarmalı,
- Manipülasyonu kolay olmalı,
- Ucuz olmalı,
- Toksik olmamalı,
- Radyopak olmalı,
- Oklüzyonun mekanik yükleri altında da yerinde kalmalıdır.

2.7. Perforasyon tamirinde kullanılan materyaller; (41)

- Amalgam,
- Süper EBA,
- Cam iyonomer siman,
- Çinko oksit öjenol,
- Cavit,
- Kompozit,
- Gütaperka,
- Fosfat siman,
- Kalsiyum hidroksit,
- IRM (immediat restoratif materyal),
- MTA,
- Biyoseramikler.

2.7.1. Amalgam

Amalgam geçmişten günümüze birçok amaçla kullanılmakla beraber daha çok restoratif materyal olarak kullanılmıştır. Bunun yanı sıra endodontik tedavi esnasında meydana gelen perforasyonların tamirinde de yer almıştır. Amalgam, manipülasyonunun kolay olması ve radyoopasitesinin iyi olması açısından tercih edilmesine karşın içerdiği cıvadan kaynaklı sitotoksitenin yüksek olması ve başlangıç marjinal sızıntısının iyi olmaması gibi dezavantajlar sebebiyle tercih edilemez olmuştur (42).

2.7.2. Süper EBA (Süper Etoksi Benzoik Asit)

Süper EBA, çinko oksit öjenolün alümina ile güçlendirilmiş formudur. Süper EBA'nın manipülasyonunun kolay olması ve periapikal dokularda yüksek biyolojik uyumluluğu gibi avantajlarının olması onu endodontide pulpa tabanı perforasyonlarında veya kök kanalında meydana gelen perforasyonlarda kullanılmasına sebep olmuştur. Aynı zamanda, Super

EBA'nın adeziv özelliği oldukça yüksektir ve böylece dentin duvarlarına olan adaptasyonu onun için ek bir avantajdır (43).

2.7.3. Cam iyonomer siman

Cam iyonomer siman diş hekimliğine 1970 yılında katılmıştır. Hidroksiapatite adezyonu sebebiyle endodontide de birçok alanda kullanılmıştır (44,45).

Cam iyonomer siman, amalgamdan daha iyi sızdırmazlık gösterir. Bunun sebebi olarak cam iyonomerin perforasyon bölgesinden içeri doğru akması ve dentine yapışması olabilir (21). Alhadainy ve Himel ışıkla sertleşen materyallerin, furkasyon tabanında meydana gelen perforasyonların kullanımında kimyasal sertleşme gösteren materyallere göre daha başarılı olduğunu göstermiştir (46).

2.7.4. Mineral Trioksit Aggregate (MTA)

MTA, endodontide uzun yıllardır üzerinde en çok çalışılan materyallerden biridir. 1993 yılında Mahmoud Torabinejad tarafından kök ucu dolgu materyali olarak tanıtılmıştır. 1998 yılında ABD Gıda ve İlaç İdaresi tarafından endodontik kullanım için onaylanmıştır (47). MTA, üç toz bileşenin mekanik bir birleşimidir: Portland çimentosu (%75), bizmut oksit (%20) ve alçıtaşı (%5). Ana bileşen olan Portland çimentosu dikalsiyum silikat, trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat ve tetrakalsiyum alüminoferrit karışımıdır (48).

MTA, Portland çimentosu ile benzer kimyasal özellikler göstermekle birlikte onun bir türevidir (49).

MTA başlangıçta kök ucu dolgu malzemesi olarak geliştirilmiş, daha sonrasında pulpa kuafajı, apeksogenezis, pulpotomi, apikal plug, perforasyonların onarımı ve kök kanal dolgusu gibi birçok alanda da kullanımı önerilmiştir (50). MTA'nın birçok klinik uygulamada kullanılıyor olması, onu diğer malzemelere de alternatif kılmıştır (51).

MTA, gri ve beyaz olmak üzere iki formda bulunur. Beyaz MTA, renklenme sorununu ortadan kaldırmak amacıyla daha sonradan üretilmiştir. Gri ve beyaz MTA karşılaştırıldığında aralarındaki belirgin farkların FeO ve MgO konsantrasyonlarında meydana geldiği görülmüştür. Beyaz MTA'da FeO miktarı daha az olduğundan renk griden beyaza dönmüştür (52).

MTA, sıvı varlığında sertleşme reaksiyonu gösteren küçük partiküllerden oluşur ve bu partiküller hidrofilik olup, hidrasyon gerçekleştikten sonra koloidal jel formuna dönüşür. Bu form da 4 saatten daha kısa sürede sert bir yapıya dönüşür (53). MTA'nın karıştırıldıktan sonra pH değeri 10.2 iken hidroksil iyonları serbest kalarak 3 saat sonra yaklaşık 12.5' a yükselir (54).

Hidrasyon sonrası başlangıçta $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ve kalsiyum silikat-bizmut hidrat oluşur ve poröz bir jele dönüşür (55,56). Oluşan bu kalsiyum çökeltisi nedeniyle kalsiyum silikatın oranı düşer. Çöken Ca^{+2} , hidrasyon reaksiyonundan sonra $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'i üretir (56). $\text{Ca}(\text{OH})_2$, Ca^{+2} iyonlarını serbest bırakarak MTA'nın biyoyumlu ve biyoaktif özelliğinin ortaya çıkmasını sağlar (57).

MTA'nın ana hidrasyon ürünü olarak açığa çıkan kalsiyum hidroksit, karıştırma işleminin 4 saat sonrasında 7. güne kadar sürekli olarak artış gösterir ve dokularda bulunan karbondioksitle reaksiyona girerek kalsiyum karbonat açığa çıkarır. Açığa çıkan bu kalsiyum karbonat (kalsit kristalleri) MTA'nın sert doku oluşumunu indüklediğini göstermektedir (58).

Bizmut oksit görevi MTA'ya radyoopasite kazandırmaktır ve aynı zamanda bizmut oksit MTA'nın hidrasyonundan sonra $\text{Ca}(\text{OH})_2$ çökmesini etkilemektedir. Bizmut oksit asidik ortamlarda çözüldüğünden dolayı MTA'nın enflamatuvar dokulardaki gibi asidik bir ortama yerleştirilmesinin sonucu olarak bizmut oksit salınımı görülebilir (50) ve bunun sonucu olarak MTA'nın biyoyumluluğu bozulabilir. Çünkü bizmut oksit hücre kültüründe hücre çoğalmasını teşvik etmez (59). Aynı zamanda bizmut oksidin renklenmeye sebep olma gibi yan etkileri de olabilir (60).

MTA'nın özellikleri, ortamdaki nemin varlığına, toz-likit oranına, partiküllerin boyutuna, karışım içindeki hava kabarcıklarına bağlı olarak değişim göstermektedir.

2.7.4.1. Çözünürlük

MTA'nın çözünürlüğü birçok araştırmacı tarafından araştırılmıştır ve çoğu araştırma MTA'nın çözünürlüğünün çok az olduğu veya hiç olmadığını göstermiştir (61),(62). Tozun suya oranı da MTA'nın çözünürlüğünü etkilemektedir. Daha yüksek su/ toz oranları MTA'nın çözünürlüğünü artırmaktadır (63). MTA karışımı hazırlanırken daha fazla su kullanıldığında MTA'dan salınan kalsiyum oranı da artacaktır. Aynı zamanda, MTA'nın içerisindeki bizmut oksit ilavesi de MTA'nın çözünürlüğünün az olmasının sebeplerinden biridir (61).

2.7.4.2. Basınç dayanımı

MTA'nın basınç dayanımı ilk 24 saat sonra amalgam ve Süper EBA'ya göre çok daha az olmasına rağmen üç hafta sonraki basınç dayanımları arasında anlamlı bir fark yoktur (61). MTA'nın basınç dayanımı ve itme dayanımı karıştırıldıktan birkaç gün sonra maksimum değerine ulaşır. Bunun sebebi, MTA'nın içeriğindeki dikalsiyum silikatın hidrasyon hızının trikalsiyum silikatın hidrasyon hızından daha yavaş olmasındandır (25,64). MTA'yı kuru koşullarda tutmak da nemli ortamda tutmaya göre basınç dayanımını azaltır (65).

2.7.4.3. İtme gücü

Meydana gelen endodontik perforasyonların onarımından sonra, dişlerin fonksiyonel hareketleriyle beraber kullanılan materyal yer değiştirebilir. MTA'nın dışarı itme gücünde nem büyük bir öneme sahiptir. MTA'nın içeriğinde bulunan dikalsiyum silikatın hidrasyon hızı, trikalsiyum silikatın hidrasyon hızından daha yavaş olduğu için MTA'nın nemli ortamda saklanması ona daha fazla güç verir. Bu nedenle perforasyon tamirinden sonra MTA'ya ihtiyacı olan nem desteği sağlanmalıdır (66).

2.7.4.4. Radyoopasite

MTA'nın içeriğine eklenen bizmut oksit, ona radyoopasite kazandırmıştır. MTA'nın ortalama radyoopasitesi 7,17 mm kalınlığında alüminyum eşdeğeridir ve bu değer MTA'nın radyografide kolayca izlenebilmesine imkân tanımaktadır. MTA'nın radyoopasitesi; Süper EBA, amalgam veya güta-perka ile kıyaslandığında daha azdır ve MTA'nın radyoopasitesi çinko oksit öjenole benzer radyoopasite değeri gösterir (67,68).

2.7.4.5. Sızdırmazlık özelliği

Sızdırmazlık özelliği, restoratif materyallerde aranan en önemli özelliklerden biridir. MTA gibi retrograd dolgu materyallerinin sızdırmazlık özellikleri bazı yöntemlerle test edilmiştir. Boya penetrasyon yöntemi, sıvı infiltrasyon, bakteri sızıntı gibi metotlar bunlara örnek verilebilir.

MTA'nın genişleme miktarı, sızdırmazlık özelliğinin artmasını sağlar ve aynı zamanda dentin adaptasyonunu artırır (69).

MTA'daki partikül boyutu ne kadar küçük olursa, karıştırılan sıvı ile temas eden yüzey de aynı oranda artar. Böylece, MTA'nın direnci artar. Aynı zamanda da manipülasyonu kolaylaşır. Yapılan bazı çalışmalarda çok küçük boyutlardaki MTA'nın (1.5 µm) bazı dentin tübüllerinin çaplarının daha küçük olduğu bulunmuştur. Bu durum MTA'nın sızdırmazlığını oldukça artırmaktadır (70).

2.7.4.6. Biyouyumluluk

MTA'nın biyouyumluluğu birçok çalışmada kanıtlanmıştır. Çalışmaların sonuçlarına bakıldığında toksisitenin minimum düzeyde olduğu, alkalik fosfat ve osteokalsin seviyelerinde artışın olduğu, sementin arttığı ve dentin köprüsü olduğu görülmüştür (71–73).

MTA, IRM ve Süper EBA'nın mutajenik olmadığı yapılan çalışmalarda kanıtlanmıştır. MTA, IRM ve Süper EBA'ya kıyasla daha düşük sitotoksikite gösterir (74).

2.7.4.7. Antimikrobiyal özelliği

MTA'nın antimikrobiyal özelliği açığa çıkan hidroksil iyonlarıyla açıklanmaktadır. Ortamdaki hidroksil iyonlarının artmasıyla birlikte pH yükselir ve bakterilerin yaşaması için uygun olmayan bir ortam oluşur (75).

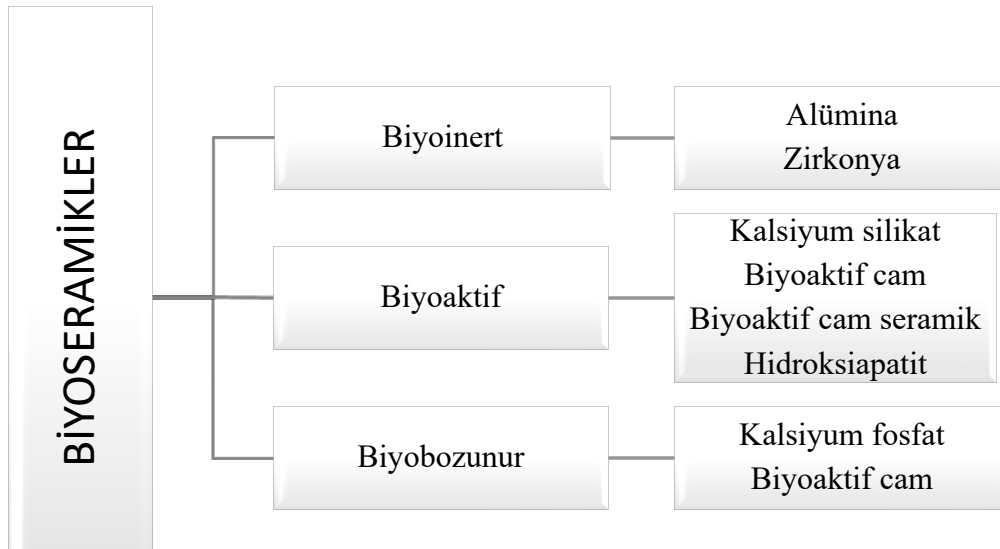
2.8. Biyoseramikler

Biyoseramikler, içeriğinde alümina, zirkonya, biyoaktif cam, cam seramikler, hidroksiapatit, emilebilir kalsiyum fosfat, kalsiyum silikat bulunduran biyouyumlu seramik materyallerdir ve çevre dokularla gösterdiği reaktivitelerine göre biyo inert, biyoaktif ve biyobozunur materyaller olarak sınıflandırılabilir (76). (Tablo 2.1)

Endodontide kullanılan biyoseramikler genellikle biyoaktiftir. Biyoseramikler içerisinde fiziksel ve kimyasal özelliklerinin mükemmel olmasından kaynaklı en yaygın olarak kullanılan kalsiyum silikat esaslı simanlardır (77).

Endodontide kullanılan ilk biyoaktif seramik malzeme MTA idi. MTA Portland çimentona bağlı olarak geliştirilmiş biyouyumlu ve sızdırmaz bir materyaldir (62).

Piyasaya ilk sürülen MTA ürünü ProRoot MTA olup ürünün renginin gri oluşu, uzun sertleşme süresi, yüksek maliyet gibi dezavantajları içeriyordu. 2010 yılının başlarında daha fazla biyoseramik geliştirildi. Yeni geliştirilen bu materyallerin antibakteriyel aktivite, düşük sitotoksikite ve düşük düzeyde inflamatuvar yanıt gibi MTA ile karşılaştırılabilir biyolojik özellikleri vardı. (78,79).



Tablo 2.1. Biyoseramiklerin Sınıflandırılması

Biyoseramikler, tıp ve diş hekimliğinde kullanılan, sızdırmazlığı artırılmış biyoyoumlu seramik malzemelerdir ve antibakteriyel ve antifungal aktiviteye sahiptir.

Biyoseramikler şu şekilde sınıflandırılabilir (80,81):

Biyoinert : biyolojik sistemlerle etkileşimi olmayanlar (alümina, zirkonya).

Biyoaktif: çevreleyen doku ile arayüzey etkileşimlerine girebilen dayanıklı dokular (biyoaktif camlar, biyoaktif cam seramikler, hidroksiapatit, kalsiyum silikatlar).

Biyobozunur: çözünür veya emilebilir olanlar, sonunda değiştirilir veya dokuya dahil edilir (Trikalسيوم fosfat, Biyoaktif camlar).

Biyoseramikler, biyolojik hidroksiapatite benzerliklerinden dolayı mükemmel bir biyoyoumluluk sağlarlar aynı zamanda osteoindüktif, osteokondüktif ve antibakteriyel olma özellikleri de vardır. Radyoopasitelerinin iyi olmasının yanında mükemmel bir sızdırmazlık da sağlarlar (7,82).

Biyoseramikler biyolojik etkinliklerini yüksek oranda salınan (Ca^{+2}) iyonları, alkali pH' ı ($pH > 12$), ve hidroksiapatit oluşumu sağlar (83,84). Ca^{+2} ve hidroksil (OH^-) iyonlarının çökmesi sonucunda hidroksiapatit meydana gelir ve oluşan bu hidroksiapatit tabakası materyal ile dentin arasındaki kimyasal bağlantıyı sağlar. Aynı zamanda oluşan hidroksiapatit tabakası sementoblast tutulumuna ve gelişimine katkı sağlarken osteokalsin salınımını da sağlar (85). PH'ın yüksek olması antimikrobiyal etkinliğin sağlanmasında etkilidir.

Biyoseramik esaslı materyallerin endodontide birçok kullanım alanı vardır. Direkt kuafaj, apeksogenezis, apeksifikasyon, rejeneratif tedavi prosedürleri, perforasyon tamir materyali ve retrograd dolgu materyali olarak biyoseramiklerin en sık kullanıldığı alanlar olup kök kanal dolgu materyali olarak da kullanılmaktadır.

Biyoseramikler endodontide; kalsiyum silikat esaslı, deneysel kalsiyum-alümina silikat esaslı, kalsiyum fosfat esaslı, kalsiyum silikat ile kalsiyum fosfatların karışımı olarak sınıflandırılabilirler.

2.8.1. Kalsiyum Silikat Esaslı Biyoseramikler

Kalsiyum silikatlar içerisinde di-trikalسيوم bulunan ve kendi kendine sertleşen hidrofilik simanlardır. Kalsiyum silikatların temeli Portland simanına dayanır. Biyoyoumlu olmaları, örtücülük özelliklerinin iyi olması gibi avantajlara sahip olmaları bu materyallerin zamanla retrograd dolgu, vital pulpa tedavileri ve perforasyonların tamiri gibi alanlarda kullanılmasına olanak sağlamıştır (86), (62).

Kalsiyum silikat içerikli siman veya patların bazıları şunlardır (87):

- Portland simanı
- ProRoot MTA (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)
- Biodentine (Septodont, SaintMaur-des-Fossés Cedex, France),
- MTA-Angelus (Solucoes Odontologicas, Londrina, Brazil),
- NeoMTA Plus (Avalon Biomed Inc. Bradenton, USA)
- Retro MTA, Ortho MTA (BioMTA, Seoul, Korea),
- TechBiosealer (Profdent, Kielce, Poland)

2.8.2. Deneysel Kalsiyum-Alümina Silikat Esaslı Biyoseramikler

Kalsiyum silikat esaslı simanların bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. Asidik ortamda kalsiyum silikat esaslı simanlara göre daha dayanıklıdır çünkü bu biyoseramikler içeriğinde kalsiyum mono ve -alümina bulundurur. Bu simanların manipülasyonları kalsiyum silikat esaslı simanlara göre geliştirilmiş olup sertleşme süreleri de daha kısadır. Endikasyonları kalsiyum silikatlarla aynıdır (88,89).

Deneysel kalsiyum-alümina içerikli simanların bazıları şunlardır (90):

- EndoBinder (Binderware, São Carlos, SP, Brazil),
- Generex A (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, USA),
- Capasio (Primus Consulting, Bradenton, FL, USA),

2.8.3. Kalsiyum Fosfat İçerikli Biyoseramikler

Hench, 1971' de içeriğinde kalsiyum ve fosfat bulunduran ve bioglass olarak adlandırılan bir cam seramik geliştirdi. Bu seramiğin kalsiyum fosfat açısından zengin bir tabaka ile konakçı kemiğe 'kimyasal olarak' bağlandığını buldu (91).

Kalsiyum fosfat simanların dezavantajları gelen kuvvetlere karşı dirençsiz olmaları, kırılganlıkları ve aynı zamanda antibakteriyel özelliklerinin olmamasıdır (92).

2.8.4. Kalsiyum Silikat ve Kalsiyum Fosfat Karışımı Biyoseramikler

Kalsiyum silikat içerikli simanlara fosfat tuzları ilave edilerek geliştirilmiştir. Fosfat tuzunun ilavesi ile materyalin mekanik ve biyolojik özellikleri artmıştır (93).

Kalsiyum silikat ve fosfat içeren simanların bazıları şunlardır (94) :

- Calcium enriched mixture
- Ceramicrete (Argonne National Lab, Illinois, USA)
- BioAggregate (Innovative Bioceramics Inc., Vancouver, Canada),
- Total Fill BC-RRM (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland),
- EndoSequence BC Sealer (Brasseler, Savannah, GA, USA)

2.9. Çalışmamızda Kullanılan Materyaller

2.9.1. Well-Root Putty

Kanada'lı bir grup araştırmacı, 2007 yılında karıştırma işleminin ortadan kaldırılarak kullanıma hazır, kalsiyum silikat içerikli bir materyal olan biyoseramikleri tanıttı. Bu materyal üç farklı form şeklinde geliştirildi: Biyoseramik kök onarım malzemesi macunu (BC-RRM, hızlı sertleşen macun), BC-RRM pasta (şırınga formu) ve BC sealer. Bu biyoseramik macunlar, irreversible pulpitis ve pulpotomi vakalarında yüksek başarı sergilemiştir (95,96).

Biyoseramikler, erken dönemde yüksek oranda kalsiyum iyonu salabilirler ve bu oranı 28 gün boyunca da devam ettirirler (97).

Yapılan bir çalışmada, MTA ve Well-Root Putty nin irreversible pulpitis endikasyonu olan immatür dişlerin tedavilerinde oldukça başarılı olduğu bulunmuştur (98).

2.9.2. NeoPutty

Geleneksel trikalsiyum silikat bazlı hidrolik siman tozlarının suyla karıştırılması sonrasında meydana gelebilecek heterojen kıvam sorununun önüne geçebilmek için önceden karıştırılmış (premixed) trikalsiyum silikat esaslı simanlar geliştirilmiştir (99,100).

Önceden karıştırılmış bu materyaller, endodontik sızdırmazlık için direkt pulpa temasını gerektiren durumlarda daha düşük viskoziteli bir macun olarak kullanılır. Diğer endodontik işlemlerde ise daha yüksek viskoziteli putty kıvamı kullanılır. Geliştirilen bu putty versiyonu, paket açıldıktan sonra kısa bir raf ömrüne sahiptir. Bunun sebebi olarak, materyalin havadaki nem ile reaksiyona girmesi olduğu tahmin edilmektedir (101).

NeoPutty, su içermeyen organik likit içerisinde trikalsiyum ve dikalsiyum silikat içeren, önceden karıştırılmış (premixed) biyoseramik bir materyaldir.

NeoPutty' ye radyoopasitesi kazandırmak için karışıma tantalyum oksit eklenmiştir (102). Tantalyum oksit içeriği sebebiyle renklenme olması beklenmez.

2.9.3. TotalFill BC-RRM

Trikalsiyum silikat bazlı olup daha önceden karıştırılmış hazır formda (premixed) olarak üretilmiştir. Trikalsiyum silikat esaslı materyallerin kemiğe bağlanma yeteneği olan biyoaktivite özellikleri vardır (103).

Ürünün içerisinde kalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantal pentoksit, kalsiyum fosfat monobazik ve dolgu malzemeleri içerir (104).

Kök onarım materyallerinin toksik olmadığı aynı zamanda antimikrobiyal aktiviteye sahip olduğu gösterilmiştir (105).

TotalFill BC-RRM, boyutsal stabilitesi olan, biyoyumlu aynı zamanda enflamasyona neden olabilecek herhangi bir sızdırmaya karşı son derece dayanıklıdır. TotalFill BC-RRM sızdırmazlığının yanı sıra mineralize bariyerlerin oluşumunu sağlayan biyomineralizasyon özelliğine de sahiptir. Sertleşme süresi kısa olup, manipülasyonu kolaydır.

Apeksifikasyonda, apikal plug yapımında, perforasyonlarda kullanıma uygundur. TotalFill BC-RRM paste formuna göre biraz daha kalın ve daha yumuşaktır. Ürünün paketlenmesi 2.5 gr'lık kavanozda olacak şekildedir.

Ürünün wash-out direncinin yüksek olması, kısa sertleşme süresinin olması, birçok klinik uygulamada kullanılabilir olması ve aynı zamanda bu biyoseramik materyalin biyoyumlu olması, biyoaktif ve osteojenik olması, hidrofilik olması ve antibakteriyel olması ona klinik anlamda birçok avantaj sağlar (106).

2.9.4. Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France)

Kalsiyum silikat esaslı olup, MTA' ya benzerliği ve MTA' nın belirtildiği alanlarda kullanılma imkânı tanınmasıyla son yıllarda popülerite kazanmıştır. 2009 yılında 'dentin tamamlayıcı' ve onarım materyali olarak piyasaya sürülmüştür (107).

Biodentine, içeriğinde trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat ve kalsiyum oksit ile kalsiyum karbonat ve zirkonyum oksit de bulunduran toz halinde bir bileşendir. Likitin yapısında su bazlı polimer likit ve sertleşme reaksiyonunu hızlandırıcı kalsiyum klorür bulunmaktadır (108). Biodentine, toz ve likitten oluşmaktadır. Toz kapsülde bulunurken, likit pipet içerisinde bulunur ve polikarboksilat katkılu sulu bir çözelti içinde kalsiyum klorürden oluşmaktadır. Hazırlık aşamasında likit toz kapsül içerisine ilave edilir ve daha sonra amalgamatörde 30 sn karıştırılır (109). Çalışma süresi yaklaşık 6 dk kadardır, tam sertleşme ise 10-12 dk' ya kadar devam etmektedir.

Grech ve arkadaşları, Biodentine'in düşük su: toz oranı nedeniyle, diğer malzemelerle kıyaslandığında en yüksek basınç dayanımına sahip olduğunu göstermiştir.

Grech ve arkadaşları, yaptıkları bir çalışmada malzemenin mikrosertliğini değerlendirdi ve sonucunda Biodentine'in Bioagregat ve IRM' ye göre daha üstün olduğunu gösterdi (110).

Başka bir çalışmada, Biodentine, geleneksel cam iyonomer (Fuji IX) ve rezin modifiye cam iyonomer (Vitrebond) ile karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak Biodentine, diğer malzemelere göre daha yüksek yüzey mikro sertliği göstermiştir (111).

Biodentine'in endodontide kullanım alanlarından biri de perforasyonların tamiridir. Perforasyonda kullanılacak malzemenin önemli özelliklerinden biri de tamir bölgesinden ayrılmasını önlemek için dentin duvarlarıyla yaptığı yüksek push-out bağ gücüdür. Aggarwal ve ark, furkasyon perforasyonlarıyla ilgili yaptıkları bir çalışmada Biodentine, ProRoot MTA ve MTA Plus'ın push-out bağ kuvvetlerini karşılaştırdılar ve elde ettikleri sonuçlara göre; MTA'nın ilk 24 saatlik itme kuvvetinin Biodentine' den daha düşük olduğunu buldular. Ayrıca kan kontaminasyonunun MTA Plus'ın itme bağ kuvvetini etkilediğini buldular. Biodentine'in ise sertleşme süresinden bağımsız olarak, kan kontaminasyonunun push-out bağ kuvveti üzerine hiçbir etkisinin olmadığını buldular (112).

El-Ma'aite ve ark. yaptıkları bir çalışmada smear tabakasının kalsiyum silikat simanların push-out bağlanım kuvvetleri üzerindeki etkisine ve smear tabakasının kaldırılmasının materyallerin bağlanma özellikleri üzerinde bir etkisinin olup olmadığını araştırmışlar ve bu çalışmanın sonucunda, smear tabakası kaldırıldığında kalsiyum silikat simanların erken bağlanma kuvvetleri azalmıştır (113).

Biodentine'in yapısında, radyoopasite vermesi için bizmut oksit yerine zirkonyum oksit kullanılmıştır. Bunun sebebi zirkonyum oksit, biyouyumlu özelliklere sahiptir ve aynı zamanda korozyona karşı da dayanıklıdır (114).

Biodentine'i renk stabilitesi açısından değerlendiren bir çalışmada; Biodentine, 4 farklı malzeme ile farklı oksijen ve ışığa maruz bırakılmış ve 5 güne kadar farklı periyotlarda spektrofotometrik analizleri yapılmıştır. Bu çalışmada Biodentine, renk stabilitesi göstermiştir. Bu yüzden estetiğin önemli olduğu alanlarda, ışıkla sertleşen materyallerin altında kullanımı önerilmiştir (115).

Biodentine'in antibakteriyel özelliği de önemli miktardadır. Biodentine'in, sertleşirken ortaya çıkardığı kalsiyum hidroksit iyonları ortam pH'ını 12.5'a yükseltir ve böylece ortamdaki mikroorganizmaların büyümesine engel olur ve dentin dezenfeksiyonunu sağlar (116).

Biyouyumluluk, dental materyallerde aranan önemli bir faktördür. Pulpa kaplaması, perforasyon tamiri gibi dental prosedürler sırasında, kullanılan materyal bağ dokusu ile temas halindedir. Materyal pulpal ve periradiküler dokuların canlılığını etkileyerek hücre ölümüne sebep olabilir. Bundan dolayı, kullanılan materyalin doku ile direkt temasta olduğu işlemler sırasında toksik maddelerden kaçınılmalıdır (117).

Biodentine, endodontik tedavilerde (kök perforasyonları, apeksifikasyon, internal-eksternal kök rezorpsiyonları ve retrograd dolgu materyali) ve restoratif diş hekimliğinde dentin replasman materyali olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir (118).

2.10. Mikrosızıntı

Diş hekimliğinde mikrosızıntı, yapılan tedavinin prognozu açısından her zaman çok önemli bir yere sahiptir. Mikrosızıntı, diş ile kullanılan restoratif materyal arasındaki oral sıvıların, iyonların, moleküllerin, bakterilerin veya bakteri toksinlerinin geçişi olarak tanımlanabilir (9). Aynı zamanda mikrosızıntı, bakteri ve oral sıvıların diş ve restorasyon veya siman tabakası arasına sızması olarak da tanımlanabilir (119).

Klinik uygulamalardan sonra uygulanan materyal bazı kimyasal ve fiziksel değişimlere uğrayabilir. Buna bağlı olarak materyalde büzülme gerçekleşebilir ve büzülme sonrasında materyalle diş dokusu arasındaki uyum bozular. Bu değişim mikrosızıntının en önemli sebeplerindendir (10).

2.11. Mikrosızıntı Tespit Yöntemleri

Endodontide materyalin sızdırmazlığı tedavinin başarısı açısından son derece önemlidir. Bu amaçla prognozu kötü yönde etkileyen mikrosızıntının saptanabilmesi için birçok yöntem geliştirilmiştir. Değerlendirmeler, in-vivo veya in-vitro olarak yapılabilir ancak in-vitro daha çok tercih edilir. Bu yöntemler:

- Boya penetrasyon yöntemi
- Radyoizotop testleri
- Kimyasal ajanların kullanılması
- Bakteriyel sızıntı yöntemi
- İnsan serumu sızıntısı yöntemi
- Elektrokimyasal yöntem
- Sıvı infiltrasyon yöntemi (hava basıncı yöntemi)
- SEM analizi (taramalı elektron mikroskop analiz yöntemi)

2.11.1. Boya Penetrasyon Yöntemi

Boya penetrasyon yöntemi, dış dokusuyla materyal arasına penetre olan boya miktarının incelenmesi ile gerçekleştirilmektedir. Boya penetrasyon yöntemi, hem kolay uygulanabilir olması, hızlı ve direkt ölçümlere imkân sağlaması sebebiyle mikrosızıntı tespit yöntemleri arasında en fazla tercih edilen yöntemlerden biridir ve günümüze kadar da popülaritesini korumuştur. Aynı zamanda bu yöntem sayesinde herhangi kimyasal reaksiyona veya radyasyona maruz kalmadan değerlendirme yapılabilir (10). Yöntemde kullanılan boyalar, solüsyon şeklinde ya da süspansiyon şeklinde olabilir (120). Mikrosızıntının tespitinde en sık kullanılan boyalar; bazik fuksin (%0,5-2), eritrosin (%2), Rodamin B (%0,2), fosforik asit (%37), floresan (%2-20), kristal viyole (%0,05), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi ve bunlar arasında en çok tercih edilen ise metilen mavisi (%0,2-2)' dir (121).

Teknikte öncelikli olarak, örneklere restoratif işlem uygulandıktan sonra, kök uçları ve açıktaysa kanal girişleri boyanın penetrasyonunu engellemek için mum veya rezin esaslı bir materyal ile doğrudan kapatılmalıdır. Daha sonra çekilmiş dişin, mikrosızıntısının değerlendirileceği alan dışındaki tüm yüzeyleri tırnak cilası veya vernik gibi su geçirmez bir madde ile kaplanmalıdır. Ardından örnekler kullanılacak olan boya maddesinin içerisine belirli süre ile bırakılır (122–124). Oda sıcaklığında, belirli süre ile bekletilen örnekler boyadan arınmaları için akan suyun altında yıkanarak temizlenir. Ardından, etrafındaki vernik veya cila temizlenerek örnekler aşağıdaki yöntemlerden birisi ile mikrosızıntı açısından incelenir.

- **Kesit Alma Yöntemi:** Öncelikle örneklerden kesit alınır ya da aşındırma yapılır. Daha sonra kesitler mikroskop altında incelenerek boyanın penetrasyon miktarına bakılır (10).
- **Şeffaflaştırma Yöntemi (Dehidratasyon-Demineralizasyon):** Bu teknikte, restorasyonu tamamlanmış olan dişler önce %5'lik nitrik asitte 48 saat süreyle, daha sonra 24 saat boyunca %80'lik ardından da 2 saat %90'lık, son olarak da 3 saat %100'lük etil alkolde bırakılarak dehidratasyona uğratılması amaçlanır. Bu yapılan işlemlerden sonra, örnekler 24 saat metil salisilatta bekletilir ve tamamen şeffaflaşan örneklerde boya penetrasyonu görünür hale getirilerek mikrosızıntı tespiti amacıyla fotoğraf çekilir, kayıt alınır (125,126).
- **Volümetrik Ölçüm Yöntemi:** Öncesinde boya solüsyonunda bekletilen örnekler nitrik asit solüsyonuna bırakılır. Spektrofotometre aleti ile nitrik asit içerisindeki boya konsantrasyonuna bakarak sızıntı miktarı değerlendirilir (127).

2.11.2. Radyoizotop Yöntemi

Radyoizotop yöntemi, boyama yönteminden sonra çok sık kullanılan yöntemlerdendir. İzotop moleküllerinin boya partiküllerine kıyasla çok daha küçük boyutlara sahip olması en

küçük detayları bile rahatlıkla verebilmesini sağlar. Teknik, radyoizotopların diş dokusu ile restorasyon materyali arasından geçerek otoradyograflarda gösterilmesi şeklinde uygulanır. Dişler, üzerinde incelenecek alanlar hariç örtüldükten sonra radyoaktif solüsyon içerisinde bekletilir ve yıkanıp kurutulularak uzunlamasına kesilir. Kesilen örnekler röntgen film üzerine bırakılır. Otoradyografi sonucunda izotopun gözlendiği alana göre mikrosızıntı belirlenir (122,128). Bu amaçla en sık kullanılan izotoplar Ca45, I131, S35, Na 22, Rb 86, C14 ve P32'dir (10,129,130).

Radyoizotop yöntemi, boya penetrasyon yöntemine göre daha hassas ve daha karmaşık bir yöntemdir. Aynı zamanda radyoaktif madde kullanıldığı için ekstra güvenlik tedbiri de gerektirir (122).

2.11.3. Kimyasal Ajanların Kullanılması

Bu yöntemde, radyoaktif olmayan ve renksiz olan iki farklı kimyasal boyayıcı kullanılır ve bu boyalar reaksiyona girerek opak bir çökelti oluşur. Oluşan bu çökelti kullanılan materyal ile diş dokusu arasına girerek mikrosızıntının görüntülenmesi ve fotoğraflanması temeline dayanır. Kullanılan her iki ajanın da penetrasyon özelliğinin olması gerekir (10). Başta %50'lik gümüş nitrat tuzları olmak üzere gümüş tuzları, mikrosızıntının tespit edilmesinde en çok tercih edilendir (122). Kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif olmaması yönteme avantaj sağlarken, elde edilen sonuçların subjektif olarak yorumlanıyor olması yöntemin dezavantajıdır (131,132)(122).

Yöntemde kullanılan gümüş nitrat, cam iyonomer restorasyonlarda, restorasyonun yapısına katılır ve amalgam restorasyonlarda da gümüş iyonları amalgam bileşenleriyle reaksiyona girer ve marjinal aralık boyunca yayılamaz (122).

2.11.4. Bakteriyel Yöntemler

Bakteri kullanılarak sızıntıya bakılması daha çok in-vitro tercih edilen yöntemdir (133). Bu yöntemde bakteri ürünlerinin restorasyon kenarlarından sızması değerlendirilir (10). Bakteriyel sızıntının tespit edilebilmesi için, diş dokusu ile restorasyon arasındaki açıklığın 0,5-1µm veya daha büyük olması gerekir ki teknik kullanılabilirsin. Eğer açıklık bu değerden daha küçük olursa bakteri toksinleri veya ürünleri bu aralıktan geçemez ve teknik kullanışlı olmaz (10,122,134).

Bu yöntemde dişler belirli bir bakteri cinsi içeren (gram pozitif veya gram negatif) besi yerlerine konulur. Belirli bir inkübasyon sürecinden sonra besi yerinde bulunan işaretleyici solüsyondaki renk değişikliğine bakılarak sızıntının miktarı değerlendirilir (135,136).

Kullanılacak olan bakterinin seçiminde laboratuvarında çalışmanın kolay olmasına ve ağız içi bölgeden izole edilebiliyor olmasına dikkat edilir (10,122,136). Bu özellikler de dikkate alındığında, yöntemin en çok kullanılan bakterileri S. Sangius, S. Epidermidis, S. Mutans ve kromopetit floresan pigmenti içeriği ile P. Floresans' tır (136).

2.11.5. İnsan Serumu Sızıntısı Yöntemi

Bu teknikte, apikal üçte biri doldurulmuş olan kanalların köklerine ayrı ayrı radyoaktif C insan serum albümini enjekte edilerek köklerin apikal kısımları fizyolojik insan serum albümini içerisine batırılır. Daha sonra kapta bulunan solüsyonun 5 ml' si geri alınarak beta spektrometresinde oluşan sızıntının miktarı ölçülür ve değerlendirme yapılır (137).

2.11.6. Elektrokimyasal Yöntem

Bu ölçüm yöntemi, Jacobson ve Fraunhofer tarafından 1976 yılında geliştirilmiştir (138). Tekniğin temeli çekilmiş diş ile bir elektrik devresi oluşturmaya dayanır. İki metal parçası bir elektrolitin içerisine daldırılır ve dışarıdan bir güç kaynağı ile ilişkilendirilir. Kanal dolgusunun içine yerleştirilen çelik parça anot (-), dişin daldırılmış olduğu potasyum klorür solüsyonu "elektrolit" ve paslanmaz çelik tel katot (+) görevi yapar. Kök kanallarının içinden potasyum ve klor iyonlarının geçmesiyle elektrik akımı meydana gelir. Böylece akımın büyüklüğü penetrasyon miktarını gösterir (139). Elektrolitik ortam olarak fizyolojik salin solüsyonu kullanılır (140).

Bu yöntemin dezavantajı kullanılan bakır anotların zamanla korozyona uğraması ve iyon akışının azalmasıdır. Elektrik akımındaki azalmayla birlikte ölçülen sızıntı miktarı da doğru tespit edilemeyebilir (141).

2.11.7. Sıvı İnfiltrasyon Yöntemi (Hava Basıncı Yöntemi)

Sıvı filtrasyon yöntemi, Derkson ve arkadaşları tarafından 1986 yılında geliştirilmiştir (142). Çok eskiden beri kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, basınçlı hava dişe, köke ve pulpa boyunca uygulanır ve statik sistem içinde kaybolan basıncın ölçülmesi ile sızıntı değerlendirilir (141). Yöntemin avantajı dişlerin kenar bütünlüğünü bozmaması ve tekrar edilebilirliğidir ancak gerçek klinik durumu yansıtmaması dezavantajını oluşturmaktadır(10,122).

2.11.8. SEM Analizi (Taramalı Elektron Mikroskop Analiz Yöntemi)

Çoğu zaman araştırmacılar, restorasyon materyallerindeki mikrosızıntıyı farklı yöntemlerle inceledikten sonra örnekleri SEM' de analiz ederek restoratif materyalle diş dokuları arasındaki marjinal uyumu incelemektedir.

Bu teknikte, iki yüzey arasında oluşan bağlantıda yüzeyler arasında bulunan mesafeyi ölçmek mevcuttur. Aynı zamanda restoratif materyallerin özelliklerini de tanımlayabilmek mümkün olmaktadır. Bu teknik genellikle diğer sızıntı tespit yöntemleriyle birlikte uygulanarak sonuçların karşılaştırılmasında kullanılmaktadır (10,143).



3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in-vitro çalışma Kocaeli Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından, GOKAEK-2023/12.29 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulunmuş olup, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı bünyesinde gerçekleştirilmiştir.

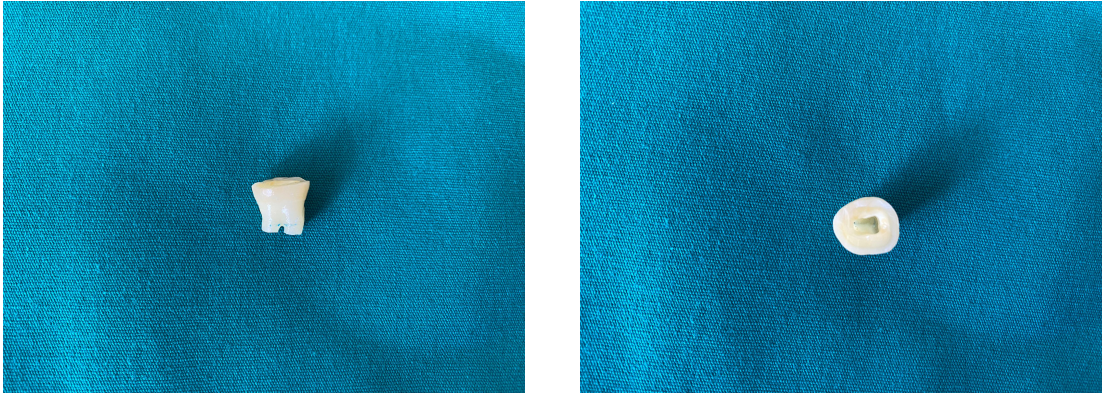
Güç analizi, daha önceden yapılan benzer bir çalışmadan elde edilen verilere dayanarak yapıldı (144). G*Power software 3.1.9.2 programı kullanılarak %93 güce ve 0.05 α hata olasılığına sahip, her grup için 15 örnek olacak şekilde belirlendi. Pozitif ve negatif kontrol grubunda 10 örnek olacak şekilde toplamda 70 örnek belirlendi.

3.1. Dişlerin Seçilmesi

Çalışmamızda kullanılmak üzere periodontal sebeplerle çekilmiş, kök ucu gelişimi tamamlanmış, kök çürüğü, kırık veya çatlağı olmayan, 70 adet daimî alt molar dişleri seçilmiştir. Köklerinin birbirinden ayrı olmasına ve furkasyon alanlarının aynı seviyede olmasına dikkat edildi. Dişlerin üzerindeki diş taşları ve yumuşak dokular periodontal küret yardımıyla dişlere zarar vermeden temizlendi. Dezenfeksiyon sağlaması için dişler %0,5'lik sodyum hipoklorit içerisinde bir hafta bekletildi. Daha sonra kullanılabilecek kadar %0,9'luk serum fizyolojik içerisinde bekletildi.

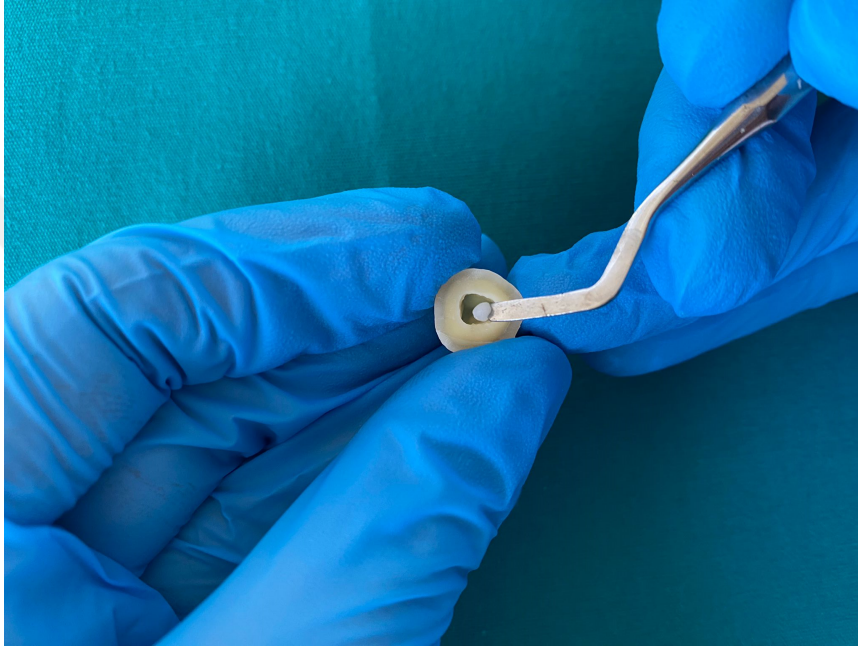
3.2. Diş Kesitlerinin Hazırlanması ve Perforasyonların Oluşturulması

Dişler, mine- sement sınırının 3 mm üzerinden işaretlenerek separe yardımıyla dekorone edildi. Daha sonra furkasyonun 3 mm apikalinden kökler ampute edildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Örnek kesitlerin bukkalden ve okluzalden görünümü

Uzun rond frez yardımıyla dişlere standart giriş kavitesi açılmıştır. Her örnekteki kanal açıklıklarına ve her kökün apikal ucuna, 30 saniye boyunca %37 fosforik asit jeli uygulandı. Daha sonra bonding materyali (Nova Combo- B Plus, Imicryl, Konya, Türkiye) ardışık iki kat olacak şekilde uygulandı ve LED kaynağı ile 10 sn boyunca fotopolimerize edildi. Daha sonra bu açıklıkları doldurmak için kompozit rezin (Clearfil Majesty posterior, Kururay, Okuyama, Japonya) kullanılarak LED kaynağı ile 2 dakika boyunca fotopolimerize edildi (Şekil 3.2). Tüm azı dişleri kavite duvarları ve pulpa tabanı da dahil olmak üzere iki kat şeffaf tırnak cilası ile kaplandı.



Şekil 3.2: Kanal girişlerinin kompozitle kapatılması

Dişlerin dış yüzeyleri periradiküler dokuları taklit etmesi için silikon ölçünün (Zetaplus C tipi silikon, Zhermack, Badia Polesine, Italy) içine dikkatlice gömüldü (Şekil 3.3) Polimerizasyon tamamlandıktan sonra dişler silikon ölçü içerisinden çıkarıldı.



Şekil 3.3: Oluşturulan perforasyon alanının okluzalden görünümü

Perforasyon oluşturulacak frezin çapı kumpas ile ölçüldü (Şekil 3.4) ve ardından perforasyonun köklerinin ortasında olmasını sağlamak için dişlerin dış yüzeyinden, 1.4 mm çapında rond frez ile furkasyon bölgesinden perforasyon oluşturuldu (Şekil 3.5).

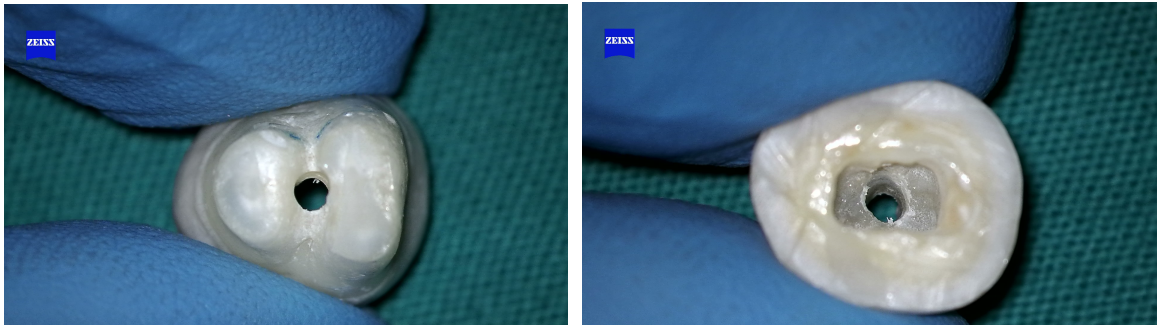
Perforasyonların okluzal ve furkasyon tabanından görünümü Şekil 3.6' da gösterilmiştir.



Şekil 3.4: Perforasyonun oluşturulacağı rond frez çapının kumpas ile ölçülmesi



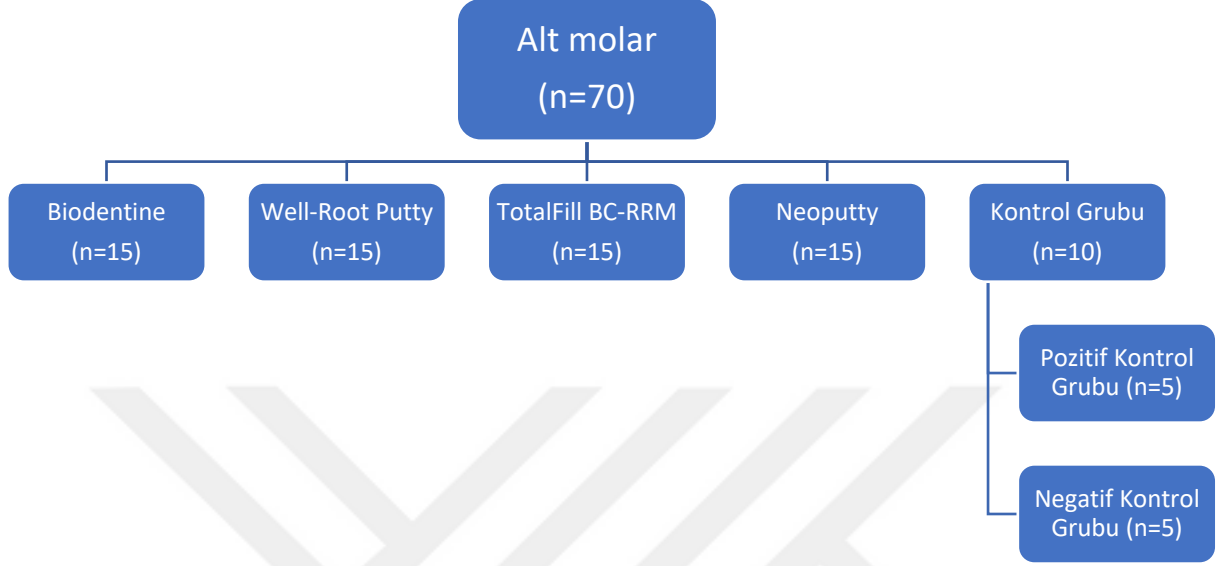
Şekil 3.5: Perforasyonların oluşturulması



Şekil 3.6: Perforasyonların okluzalden ve furkasyon tabanından görünümü

Perforasyon alanı serum fizyolojik ile yıkandıktan sonra kaviteler pamuk pelet kullanılarak kurutuldu.

Örnekler kullanılacak materyale göre gruplara ayrıldı.



Şekil 3.7: Deney gruplarının oluşturulması

3.3. Simanların Hazırlanması ve Perforasyon Tamiri

3.3.1. Biodentine

Üretici firma talimatlarına göre, Biodentine' in tek dozluk kapsülüne 5 damla likid damlatıldı ve ardından amalgamatörde 30 sn karıştırıldı. Hazırlanan materyal örneklerdeki perforasyon alanlarına plugger ile hafif basınç uygulanarak yerleştirildi.

3.3.2. Well-Root Putty (Vericom, Gangwon- Do, Korea)

Kapsülde hazır formda bulunan materyal plugger yardımıyla örneklerdeki perforasyon alanlarına yerleştirildi.

3.3.3. TotalFill BC-RRM Putty

Kutu içerisinde hazır formda bulunan materyal, ağız spatülü ile alındı ardından daha önceki örneklerde olduğu gibi perforasyon alanına yerleştirildi.

3.3.4. Neoputty (NuSmile, Houston, Tex. USA)

Hazır formda bulunan materyal daha önceki örneklerde olduğu gibi perforasyon alanına yerleştirildi.

Çalışmamızda kullanılan perforasyon tamir materyalleri Şekil 3.8’ de gösterilmiştir.



Şekil 3.8: Çalışmamızda kullanılan tamir materyalleri

Perforasyon alanına yerleştirilen materyallerin üzerine nemli pamuk koyulduktan sonra örnekler tam olarak sertleşmeleri için, 37 °C, %100 nemde 24 saat boyunca bekletildi.

3.4. Örneklerin Boyanması

Tamamen sertleşen materyallerin üzerindeki pamuk alındı ve dişlerin giriş kavitelerine %2’ lik metilen mavisi damlatıldı (Şekil 3.8). Dişler metilen mavisinde 48 saat bekletildi.



Şekil 3.9: Dişlerin metilen mavisiyle boyanması

3.5. Örneklerin Mikrosızıntı testi için Hazırlanması

Bu sürenin sonunda örneklerin fazla metilen mavisinden arınması için akan suyun altında dişler yarım saat boyunca yıkandı. Dişler kurumaya bırakıldı.

Daha sonra örnekler Microcut cihazıyla (Metkon Micracut 151, Bursa, Türkiye) furkasyon bölgesini de içine alacak şekilde bukkolingual yönde iki kesite ayrıldı (Şekil 3.10).



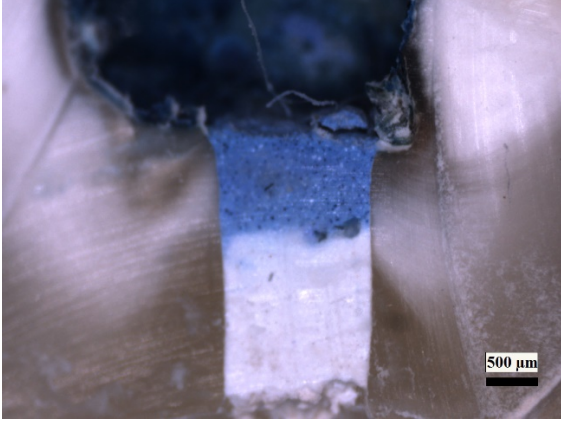
Şekil 3.10. Örneklerin kesitlere ayrıldığı microcut cihazı

3.6. Örneklerin İncelenmesi

Örneklerden alınan kesitler stereomikroskopta x20 büyütme altında görüntülendi ve görüntüler kaydedildi (Şekil 3.11). Örneklerin pulpa tabanından furkasyon tabanına kadar olan mesafesi ve bu bölgedeki boya penetrasyon miktarı lineer olarak mm cinsinden ölçülerek oranlandı ve yüzdesi alındı.



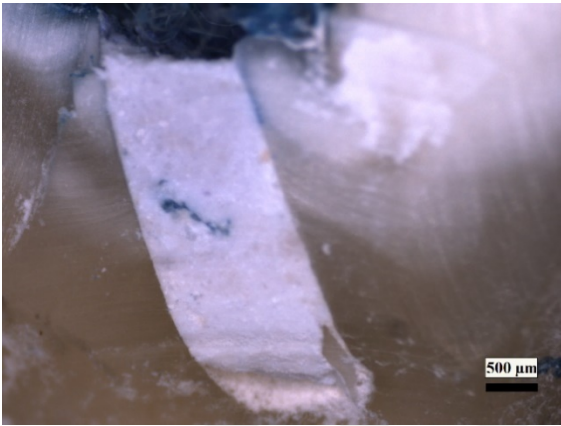
Şekil 3.11: Örneklerin incelendiği stereomikroskop cihazı.



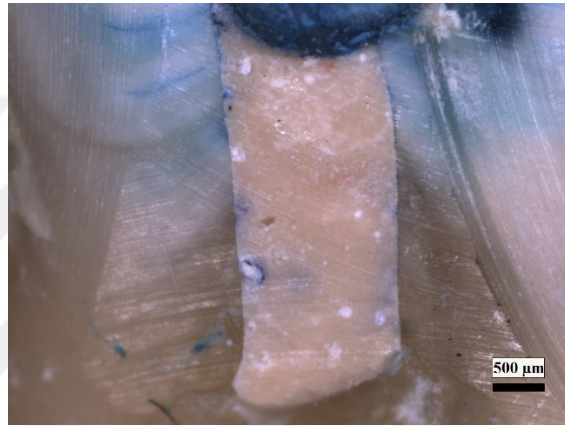
Şekil 3.12: Neoputty stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3.13: Well-Root Putty stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3.14: Totalfill BC-RRM stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3.15: Biodentine stereomikroskop görüntüsü

Materyallerin sızıntı miktarlarının görüldüğü stereomikroskop görüntüleri Şekil (3.12-15)' te gösterilmiştir.

3.7. İstatistiksel Yöntem

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro Wilk testi ile incelendi. Üç ve üzeri gruplara göre normal dağılım göstermeyen verilerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Dunn testi ile incelendi. Analiz sonuçları kategorik değişkenler için frekans (yüzde) şeklinde, nicel değişkenler için ortalama \pm standart sapma ve ortanca (minimum – maksimum) şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4.BULGULAR

Gruplara göre Sızıntı Miktarı (mm) ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p=0,001$). Biodentine grubunun ortancası 1,41, Totalfill BC-RRM grubunun ortancası 0,81, Well-Root PT grubunun ortancası 0,53 ve Neoputty grubunun ortancası 1,07 olarak elde edilmiştir. Biodentine ile Well-Root PT grupları arasında bir fark vardır. Gruplara göre % ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p=0,002$). Biodentine grubunun ortancası 54,79, Totalfill BC-RRM grubunun ortancası 32,84, Well-Root PT grubunun ortancası 20,74 ve Neoputty grubunun ortancası 53,75 olarak elde edilmiştir. Well-Root PT ile Biodentine ve Neoputty arasında bir fark vardır (Tablo 4.1).

Tablo 4.1: Grupların sızıntı miktarlarının ve yüzdelerinin karşılaştırılması

	Sızıntı Miktarı (mm)		%	
	Ortalama \pm s. sapma	Ortanca (min. - maks.)	Ortalama \pm s. sapma	Ortanca (min. - maks.)
Biodentine	1,5 \pm 0,55	1,41 (0,34 - 2,22) ^a	54,12 \pm 15,96	54,79 (15,25 - 73,57) ^b
Totalfill BC-RRM	1,05 \pm 0,75	0,81 (0,39 - 2,74) ^{ab}	39,9 \pm 20,71	32,84 (15,79 - 79,44) ^{ab}
Well-Root PT	0,71 \pm 0,48	0,53 (0,08 - 1,72) ^b	27,63 \pm 21,14	20,74 (3,79 - 75,44) ^a
Neoputty	1,17 \pm 0,39	1,07 (0,69 - 2,14) ^{ab}	53,38 \pm 14,75	53,75 (28,28 - 80,45) ^b
Test istatistiği		15,669		15,320
p*		0,001		0,002

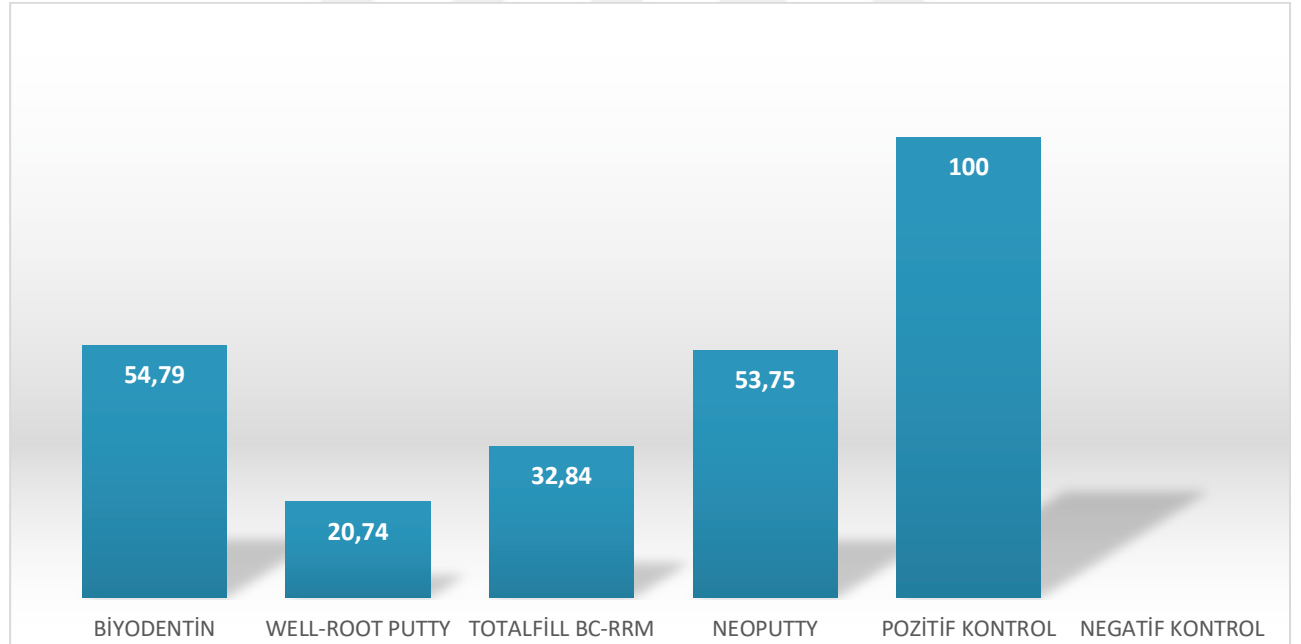
*Kruskal Wallis testi, a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur

Gruplara göre Sızıntı Miktarı (mm) ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0,001$). Biodentine grubunun ortancası 1,41, Totalfill BC-RRM grubunun ortancası 0,81, Well-Root PT grubunun ortancası 0,53, Neoputty grubunun ortancası 1,07, Negatif Kontrol grubunun ortancası 0 ve Pozitif Kontrol grubunun ortancası 1,91 olarak elde edilmiştir. Negatif Kontrol Grubu ile Neoputty, Negatif Kontrol Grubu ile Biodentine, Negatif Kontrol Grubu ile Pozitif Kontrol Grubu, Well-Root PT ile Biodentine, Well-Root PT ile Pozitif Kontrol Grubu arasında bir fark vardır. Gruplara göre % ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0,001$). Biodentine grubunun ortancası 54,79, Totalfill BC-RRM grubunun ortancası 32,84, Well-Root PT grubunun ortancası 20,74, Neoputty grubunun ortancası 53,75, Negatif Kontrol grubunun ortancası 0 ve Pozitif Kontrol grubunun ortancası 100 olarak elde edilmiştir. Negatif Kontrol Grubu ile Neoputty, Negatif Kontrol Grubu ile Biodentine, Negatif Kontrol Grubu ile Pozitif Kontrol Grubu, Well-Root PT ile Pozitif Kontrol Grubu arasında bir fark vardır (Tablo 4.2).

Tablo 4.2: Grupların pozitif ve negatif kontrol grubuyla karşılaştırması

	Sızıntı Miktarı (mm)			%
	Ortalama±s. sapma	Ortanca (min. - maks.)	Ortalama±s. sapma	Ortanca (min. - maks.)
Biodentine	1,5 ± 0,55	1,41 (0,34 - 2,22) ^a	54,12 ± 15,96	54,79 (15,25 - 73,57) ^{ac}
Totalfill BC-RRM	1,05 ± 0,75	0,81 (0,39 - 2,74) ^{ab}	39,9 ± 20,71	32,84 (15,79 - 79,44) ^{bc}
Well-Root PT	0,71 ± 0,48	0,53 (0,08 - 1,72) ^{bc}	27,63 ± 21,14	20,74 (3,79 - 75,44) ^{bc}
NeoPutty	1,17 ± 0,39	1,07 (0,69 - 2,14) ^{ac}	53,38 ± 14,75	53,75 (28,28 - 80,45) ^{ac}
Negatif Kontrol	0 ± 0	0 (0 - 0) ^b	0 ± 0	0 (0 - 0) ^b
Pozitif Kontrol	2,37 ± 0,82	1,91 (1,57 - 3,35) ^a	100 ± 0	100 (100 - 100) ^a
Test istatistiği p*		33,253 <0,001		36,811 <0,001

*Kruskal Wallis testi, a-c: Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur

**Şekil 4.1:** Tamir materyallerinin sızdırma yüzdelerinin grafiklendirmesi

5. TARTIŞMA

Endodontide perforasyonlar, periodonsiyum ile pulpa boşluğu arasında devamlı bir ilişkiye sebep olan yapay açıklıklardır. Meydana gelen bu perforasyonlar yaygın çürük, rezortif defektler gibi patolojik bir süreç sırasında meydana gelebileceği gibi kanal tedavisi, kanal içi post uygulamaları gibi iyatrojenik sebepler ile de oluşabilmektedir. Endodontik tedavideki başarısızlıkların en büyük nedenlerinden biri de meydana gelen bu perforasyonlardır. Oluşan bu patolojik açıklık temas ettiği dokuda inflamatuvar reaksiyona neden olur ve dişin uzun süreli prognozunda önemli yer tutar. Perforasyonlar meydana geldikten sonra en kısa sürede tamirleri yapılmalıdır (145–148).

Furkasyon perforasyonları, genellikle giriş kavitesi hazırlığı aşamasında ya da kanal ağzı aranması sırasında meydana gelir. Bu perforasyonların prognozu, bu bölgenin epitelyal ataçman ve gingival sulkusa olan yakınlığından dolayı oldukça zordur ve perforasyonun boyutu, onarımdan önce geçen zaman, restoratif materyalin sızdırmazlık yeteneği gibi birçok faktöre bağlıdır (18,145). Bu nedenle, furkasyon perforasyonları, enfekte kanal artıkları ve dolum materyallerinin periodontal alana itilmesi ve bakteriyel kontaminasyona engel olmak için en kısa sürede ve kök kanal tedavisi tamamlanmadan önce tamir edilmelidir (149).

Furkasyon bölgesi periodontal dokularla çok yakından ilişkilidir. Bu sebeple kullanılacak olan tamir materyali biyolojik olarak uyumlu olmalı, sızdırmazlık kabiliyeti yüksek olmalı, osteogenezis ve sementogenezisi uyarabilmelidir(150,151). Bu amacı yerine getirebilmek için geçmişten günümüze birçok materyal kullanılmıştır. Bu materyaller arasında çinko oksit öjenol siman, kavim, cam iyonomer siman, amalgam, Süper EBA, rezin modifiye cam iyonomer simanlar, MTA sayılabilir. Ancak bu materyaller; çözünürlük, sızıntı, biyouyumluluk, manipülasyonlarının zor olması, nemli ortamda uyumsuzluk gibi negatif özellikler göstermiştir (53,86).

MTA, diğer materyallerle kıyasla daha fazla olumlu özelliklere sahip olmasına rağmen; kullanım zorluğu, sertleşme süresinin uzun olması, zaman içerisinde renklenmeye sebep olması, uzun çalışma ve sertleşme süresi gibi dezavantajları bulunmaktadır (152,153). Seramikler diş hekimliğinde dental implantlarda kullanılmıştır aynı zamanda mineralizasyon oluşturması nedeniyle apeksogenezis, apeksifikasyon, vital pulpa tedavileri veya furkasyon onarımı gibi endodonti işlemlerinde de uygulama alanı bulmuşlardır (154).

Biyoseramikler, Tıpta ve diş hekimliğinde çok sık kullanılan biyouyumlu materyaller olup sıklıkla içeriğinde alümina, zirkonya, biyoaktif cam, cam seramik bulundurur (155). Biyoseramik materyaller türüne ve doku ile etkileşimine göre biyo inert ve biyoaktif olarak sınıflandırılabilirler. Biyoaktif seramikler kalsiyum-fosfat seramikleridir ve biyoaktif

materyallerin biyolojik aktiviteleri oldukça yüksektir. Biyolojik aktivitenin yüksek olması doku hücrelerinin materyal içerisinde doğru büyümesini sağlar (154)

Sızdırmazlık, perforasyonların tamirinde prognoza etki eden önemli bir faktördür. İdeal bir materyal perforasyon alanını sıkıca örterek tam bir sızdırmazlık sağlamalıdır (156). Geliştirilen bu biyoseramikler MTA' nın renklenme, uzun sertleşme süresi, manipülasyonunun zorluğu gibi olumsuz özelliklerini gidermeyi amaçlayarak endodontide kendilerine önemli bir yer tutmuştur.

Biodentine yüksek miktarda kalsiyum silikat bazlı, trikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat ve zirkonyum oksitten oluşmaktadır. Biodentine, restoratifte kompozit rezin restorasyonların altında kullanılabilirdiği gibi endodontik tamir materyali olarak da önerilmektedir. Yüksek biyoaktivite, biyomineralizasyon sağlamakla birlikte kapaticılık özelliği oldukça iyi bir materyaldir. Baskı kuvvetlerine yüksek dayanıklılık göstermesi, çalışma süresinin kısa olması ve uygulamanın kolay olması gibi avantajlara sahiptir (157,158). Aynı zamanda Biodentine, yeni sement ve periodontal bağ oluşumunu tetikleme kapasitesine sahip, biyolojik olarak kabul edilebilir yeni bir biyoaktif malzeme olduğu için değerlendirilmiştir (159).

TotalFill BC-RRM, kalsiyum silikat içeren, antimikrobiyal aktiviteye sahip, biyouyumlu ve enflamasyona neden olabilecek herhangi bir sızdırmaya karşı dayanıklılık gösteren bir başka biyoseramik materyaldir (104). TotalFill BC-RRM marjinal adaptasyon, biyomineralizasyon potansiyeli açısından olumlu özellikler bildirdiği için seçilen bir başka biyoseramik materyaldir (160). NeoPutty, su içermeyen organik likit içerisinde trikalsiyum ve dikalsiyum silikat içeren, önceden karıştırılmış (premixed) başka bir biyoseramik materyaldir (102). Well-Root PT, doğrudan klinik kullanım için kapsüller halinde sunulan, önceden karıştırılmış yeni bir kalsiyum alüminosilikat simanıdır (161).

Literatür taraması yapıldığında NeoPutty, TotalFill BC-RRM, Well-Root PT ve Biodentine'in sızdırmazlığını karşılaştıran yeterli sayıda çalışmaya rastlanmamıştır. Bu sebeple yapmış olduğumuz çalışmada furkasyon perforasyonlarında kullanılan bu biyoseramik materyallerin sızdırmazlıklarını karşılaştırmayı amaçladık.

Deneyel çalışmalar, özellikle diş hekimliğinde eğitimin gelişmesi ve klinik uygulamalara ışık tutması amacıyla oldukça önemlidir. Endodonti alanındaki kök kanal tedavisiyle ilgili tüm materyallerin ve bu materyallerin sahip olduğu fiziksel ve kimyasal özelliklerin araştırılması gibi pek çok işlemde, klinik ortam taklit edilerek in vitro koşullarda kontrollü deneyler gerçekleştirilmektedir (162). İn vitro deneyler daha hızlı uygulanabilir ve kolaydır. Uzun dönem klinik araştırmalar, zaman ve hasta takibi açısından zordur ve aynı zamanda oral kavitedeki stres yoğunluğundan dolayı başarısızlığın asıl sebebi tam olarak ayırt

edilemez (163). Bu sebeplerden dolayı biz çalışmamızda in vitro koşulları tercih ettik. Aynı zamanda oral kavitedeki sıcaklık değişimleri dentin veya kullanılan materyaller arasında genleşme ve büzülme gibi stresler yaratır (164). Bu durum standardizasyonun sağlanmasını güçleştirdiği için bu durumun üstesinden gelebilmek amacıyla araştırmacılar genellikle yapay bloklarda veya çekilmiş dişler üzerinde çalışmaktadırlar (165–167). Çekilmiş insan dişleri yapay bloklara göre klinik ortamı daha iyi yansıtır. Bu sebeple çalışmamızda yeni çekilmiş insan dişleri kullanılmıştır.

Çalışmalarda standardizasyonun sağlanabilmesi için, restorasyonu olmayan, çürüksüz, anatomik olarak da benzer dişler tercih edilmelidir (168). Bu sebeple çalışmamızda, furkasyon bölgesinde perforasyon oluşturabilmek ve standardizasyonun da sağlanabilmesi için kökleri ayırık olan yeni çekilmiş, çürüğü olmayan ve restorasyonu bulunmayan alt molar dişler tercih edilmiştir.

DeneySEL çalışmalarda kullanılacak olan dişlerin saklanma koşulları değişkenlik gösterir. Yapılan bir literatür derlemesinde çalışmalarda kullanılan dişlerin %1 timol, timol içeren distile su, distile su, serum fizyolojik, formalin ve %5 kloramin T solüsyonlarında saklandığı rapor edilmiştir (169). Bizim çalışmamızda da yeni çekilen dişler deney yapılarına kadar distile suda bekletildi.

Endodontide kullanılan materyallerin sızdırmazlık kabiliyetinin değerlendirilmesinde boya penetrasyonu, sıvı filtrasyonu, bakteriyel penetrasyon, radyoizotoplar gibi birçok yöntem kullanılabilir (170). Zaman içerisinde sızıntının değerlendirilmesinde birçok çalışmada boya penetrasyonu uygulanmıştır.

Camps ve Pashley yaptıkları çalışmada, boya penetrasyonu ve sıvı filtrasyonu teknikleri ile sonuçların benzer olduğunu belirtmişlerdir. Bu yöntemin dezavantajlarından biri bakterilerin boya moleküllerine kıyasla daha büyük olmasıdır. Boya küçük moleküler yapısı sayesinde bakterilere göre daha derinlere ulaşarak penetrasyon seviyesinin olduğundan daha fazla ölçülmesine sebep olabilir. Ancak bu yöntem yaygın olarak kullanılır çünkü teknik kolay olmakla birlikte karmaşık malzemeler de gerektirmez ve maliyeti düşüktür. Bizim de çalışmamızda metilen mavisi boyası, lineer ölçüm yöntemleriyle boyanın nüfuz ettiği alanın kantitatif ölçümüne kolaylıkla olanak sağlaması nedeniyle kullanılmıştır (171,172).

Çalışmamızda perforasyon boşluklarının derinliği her dişin dentin-sement kalınlığına bağlı kontrolsüz bir değişken olduğundan, perforasyon duvarlarına göre boya penetrasyon yüzdesi hesaplanarak sonuçlar ifade edilmiştir. Perforasyonun çapını standardize edebilmek için dişler furkasyon bölgelerinden klinikte kullanılan 1.4 mm çapında rond frezler ile perfor edildi.

Pitt Ford ve ark. ile Al-Daafas ve Al-Nazhan yaptıkları çalışmada biyoseramik materyallerin periodontal dokulara taşması sonucunda rezorpsiyona, enflamasyona sebep olmadıklarını gözlemlemişlerdir. Aynı zamanda perforasyon alanının geniş olduğu durumlar için de bariyer materyali olmadan da uygulanabileceğini belirtmişlerdir (173,174). Bu nedenle biz de çalışmamızda kollojen bariyer materyali kullanmadık.

Perforasyon sahasındaki enfeksiyon kontrolünü sağlamak oldukça önemlidir ve alanın dezenfeksiyonunu sağlayabilmek için küçük boyutlardaki perforasyonlarda sodyum hipoklorit ile yıkanması önerilir. Çünkü büyük boyutlardaki perforasyonlarda sodyum hipoklorit perforasyon alanından periradiküler dokulara taşabilir ve bazı komplikasyonlara sebep olabilir. Bu sebeple, perforasyon alanındaki dentin artıklarının uzaklaştırılmasını sağlayabilmek için steril salin solüsyonuyla yıkanması önerilmektedir (175). Biz de yaptığımız bu çalışmada oluşturduğumuz perforasyonlardaki dentin artıklarını uzaklaştırmak için salin solüsyonuyla yıkadık.

Ağız içi ortamların laboratuvar koşullara taşınması oldukça güçtür. Bu yüzden ağız içini taklit edebilmek önemlidir. Katge ve ark. (2016), furkasyon perforasyonu onarımı ile ilgili yaptıkları in-vitro çalışmada diş örneklerini silikon ölçü materyaline gömerek periradiküler dokuları taklit etmişlerdir (176). Benzer şekilde biz de çalışmamızda periradiküler dokuların taklit edilmesi ve materyallerin kondansasyonunun iyi bir şekilde yapılması için örnekleri silikon ölçü maddesi içerisine gömdük ve ardından materyaller, örneklerle uygulandı.

Literatüre bakıldığında boya penetrasyon yöntemiyle yapılan mikrosızıntı testlerinin stereomikroskop analizlerinde sızıntı miktarı değerlendirilirken en sıklıkla tercih edilen yöntemin gözlemci tarafından belirlenen skorlama ile yapıldığı görülmüştür. Örneklerden alınan iki boyutlu kesitlerdeki sızıntı miktarı iki gözlemci tarafından stereomikroskop ile x20 büyütme altında mm cinsinden ölçülerek gerçekleştirilmiştir. Singh ve arkadaşlarının yapmış oldukları benzer çalışmada, boya penetrasyonunun gerçekleştiği duvarlardan daha çok sızıntı gösteren duvar tercih edilmiş ve stereomikroskopta incelenmiştir. Biz de çalışmamızda duvarlardan daha çok sızdıran duvarı esas alarak ölçümleri stereomikroskop altında gerçekleştirdik (177).

Bu çalışmanın sonuçları, yapılan restorasyonların marjinal kenarlarının sabit ve inert olmadığını, mikro çatlaklara sahip olduğunu vurgulamıştır.

Çalışmamızda kullanılan materyallerden TotalFill BC-RRM, NeoPutty ve Well-Root PT hazır formda piyasaya sunulurken Biodentine ise toz-likit formunda bulunur ve operatör tarafından üretici firmanın önerileri doğrultusunda karıştırılarak kullanıma hazır hale gelir. İstatistik sonuçlarına baktığımızda en çok sızdıran materyalin Biodentine olduğunu görmekteyiz. Yapılan çalışmalara bakıldığı zaman toz ve likitin ayrı bulunduğu ve karıştırıldığı

sistemlerde karıştırılma sırasında hava kabarcıklarının bulunabileceği belirtilmiştir ve operatör hatalarının da daha fazla olabileceği bildirilmiştir. Aynı zamanda bu sistemlerde, diğer hazır formda sunulan sistemlerden farklı olarak homojen bir kıvam elde etmek daha zor olabilir. Bu bilgilerin ışığında Biodentine' in daha çok sızdırmasının nedenlerinden birini bu şekilde açıklayabiliriz.

Juez ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada beyaz MTA, Biodentine ve TotalFill BC-RRM gibi kalsiyum silikat bazlı kök dolgu materyallerinin sızdırmazlığını açık apeks modeli kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda sızdırmazlık açısından materyaller arasında anlamlı bir fark bulunamamışlardır (178). Bizim de yapmış olduğumuz in vitro çalışmada bu deneyi destekler nitelikte olup Biodentine ve TotalFill BC-RRM arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Gaurav ve ark. yaptıkları bir çalışmada MTA repair high plasticity (HP), EndoSequence root repair material (ESRRM) putty ve Biodentine materyalini açık apeksli daimî dişlerde apikal plug olarak kullanmışlar ve mikrosızıntı açısından karşılaştırmışlardır ve çalışmanın sonucunda 1. gündeki maksimum mikrosızıntıyı Biodentine göstermiştir (179). Bizim çalışmamızda bu deneyi destekler niteliktedir. Biodentine'in vibratör makinesinde karıştırıldıktan sonra daha kalın bir kıvama sahip olması, kullanım ve manipülasyonunun uygulanan diğer hazır (premixed) materyallere göre daha zor olması, homojen dağılım gösterememiş olması sebep olabilir.

Kalsiyum silikat esaslı tamir materyalleri, önce hidrasyon reaksiyonu sırasında büzülme gerçekleştirirken, sertleşme reaksiyonu sırasında da bir miktar genişleme göstermektedir. Materyaldeki bu hacimsel değişiklikler MTA'nın dentine olan adezyonunu ve dolayısıyla da sızdırmazlığını etkilemektedir (180). Pelepenko ve ark. ProRoot MTA ile beyaz MTA Flow' un hacimsel değişikliğini inceledikleri bir çalışmada; radyopaklaştırıcı ajan olarak tantal oksit içeren beyaz MTA Flow'un hacimsel kaybının daha fazla olduğu ve bunun materyalin farklı bileşimi veya tantal oksit içeriğinden kaynaklanabileceği belirtilmişlerdir (181). Bu verilerle tutarlı olarak Neoputty' nin içeriğinde radyopaklaştırıcı ajan olarak tantalyum oksit içermesi hacimsel kayba ve materyal-dentin arasındaki adezyon kaybına dolayısıyla da sızdırmazlığa olumsuz etki göstermiş olabilir. Bu da bize NeoPutty' nin Biodentine' den sonra maksimum sızdırmazlık göstermesinin sebeplerinden biri olabilir.

Angitha ve ark. yapmış oldukları çalışmada MTA, Biodentine, TotalFill BC-RRM ve Süper- EBA' nın apikal mikrosızıntısını karşılaştırmışlar ve en iyi sonucu Biodentine'in ve TotalFill BC-RRM'in verdiğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda TotalFill BC-RRM, Well-Root PT' den sonra en iyi sızdırmazlık göstermiştir ancak Biodentine en yüksek sızdırma oranına sahipti. TotalFill BC-RRM, premixed enjekte edilebilir formda veya putty formunda mevcuttur. Wash- out direnci son derece güçlüdür. TotalFill BC-RRM içeriğinde ek olarak

kalsiyum fosfat monobazik içerir. Bu içerik onun hidroksiapatit oluşturma etkisini artırır. Böylece materyalin sızdırmazlık özelliği de artmış olur. Nano boyutlu partiküllerine katkı sağlayabilecek mükemmel kimyasal dayanıklılığa, aşınma direncine, biyouyumluluğa ve estetiğe sahiptir (182). İstatistik sonuçlarına bakıldığında Biodentine' in sızdırmazlığı bu çalışmayla uyuşmamaktadır. Biodentine' in manipülasyonun zor olması ve uygulama sırasında hava kabarcığı oluşma ihtimali bu sonuca neden olmuş olabilir.

Aloumodi ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada; sertleşme süresi daha kısa olan EndoSequence premixed putty kıvamlı tamir materyalinin bağlanma dayanımının, sertleşme süresi daha uzun olan EndoSequence pat kıvamlı tamir materyalinden daha fazla olduğu bildirilmiştir. Bu bulgu, materyallerin mikro yapısıyla ilişkilendirilerek daha hızlı sertleşen materyallerin daha fazla bağlanma dayanımı gösteren bir mikroyapıya sahip olduğu rapor edilmiştir (183). Bu veriler göz önüne alınarak yapmış olduğumuz çalışmada uzun sertleşme süresine sahip olan NeoPutty' nin bağlanma değerinin çalışmamızda kullanmış olduğumuz sertleşme süresi daha kısa olan diğer materyallere göre daha düşük olduğunu söyleyebiliriz. Bağlanma dayanımının yüksek olması mikrosızıntıyı azalttığı düşünüldüğünde, istatistik sonuçlarının NeoPutty' nin diğer materyallere göre fazla sızdırma oranına sahip olması ile açıklanabilir. Aynı zamanda Well-Root PT de kullanılan materyaller arasında düşük sertleşme süresine sahip olup en düşük sızdırma oranına sahiptir. Ancak Biodentine'in materyaller arasındaki en düşük sertleşme süresine sahip olması ve sonuçlara göre en fazla sızıntıyı göstermiş olması bu hipotezi desteklememektedir.

Ashi ve ark.' nın yaptıkları bir çalışmada Biodentine, MTA Biorep ve Well-Root PT' nin fizikokimyasal ve antibakteriyel özelliklerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında Biodentine' in çözünürlüğü Well-Root PT' e göre daha yüksek bulunmuştur (161). Çözünürlük sızdırmazlık açısından büyük önem taşır. Çünkü çözünürlük yüksekse, mikroorganizmalar da kök kanal sistemini yeniden enfekte edebilecek bir yol oluşturabilir (184). Aynı zamanda Pushpa ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada endodontik onarım materyalinin boyutsal değişikliklerini ve materyalin sızdırmazlık potansiyelini, bakteriyel kolonizasyonunu ve bunların periradiküler dokulara geçişine izin veren çözünürlüğü ile doğrudan ilişkilendirmişlerdir (185). Çalışmamızın istatistik sonuçları da bunu destekler nitelikte olup Biodentine yüksek sızdırma oranına sahipken Well-Root PT oldukça başarılı bulunmuştur.

Alnassar ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada geri dönüşümsüz pulpitis semptomları tanısı konulan olgunlaşmamış daimî azı dişlerinin pulpotomisinde MTA ve Well-Root PT' nin etkinliğini değerlendirmişler ve çalışmanın sonucu olarak pulpotomi vakalarında Well-Root PT' yi önermişlerdir (186). Biz de yapmış olduğumuz bu in vitro sızdırmazlık çalışmasının sonuçlarına bakarak furkasyon perforasyonlarının tamirinde Well-Root PT' yi önerebiliriz.

Film kalınlığı, sızdırmazlığı dolayısıyla klinik performansı etkileyen önemli bir fiziksel faktördür. Örneğin, film kalınlığının fazla olması materyalin kök kanallarına veya perforasyon alanlarına nüfuz etme potansiyelini düşürür (187). Jang ve ark. yapmış oldukları çalışmada önceden karıştırılmış tipteki kalsiyum silikat içerikli materyallerin, toz-sıvı tipteki kalsiyum silikat içerikli materyallere göre daha yüksek akış ve daha düşük film kalınlığı gösterdiğini belirtmişlerdir (188). Well-Root PT'nin içeriğindeki polietilen glikol ek bileşeni materyalin akışkanlığını artırabilir (189). Bu, kök kanal sisteminde mevcut olan çeşitli düzensizliklere daha iyi uyum sağlanmasına katkıda bulunabilir ve materyalin kanal veya perforasyon alanlarına sızma yeteneğini geliştirebilir (190,191). Bizim çalışmamızda da premixed olan materyaller toz- likit tipteki Biodentine'e göre daha az sızdırma göstererek bu çalışmayı desteklemektedir.

Çalışmanın limitasyonları düşünüldüğünde önemli ölçüde daha fazla bilgi ve güvenilir sonuçlar sağlayabilecek taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi cihazlar kullanmak yerine, çalışmamız iki boyutlu olarak stereomikroskop altında incelendi. Bu sınırlamalar göz önüne alındığında gelecekte çeşitli başka malzemeler ile daha güvenilir sonuçların elde edilebileceği ek araştırmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

Furkasyon bölgesinden perforasyon oluşturularak dört farklı biyomateryaller ile ortograd olarak tamirleri yapılan bu in- vitro çalışmasında limitasyonlar da göz önünde bulundurularak şu sonuçlara elde edilmiştir:

1. Gruplar arası en yüksek sızdırma oranını Biodentine materyali göstermiştir.
2. Gruplar arası sızdırmazlık kabiliyetinde en yüksek başarı Well-Root PT' e aittir.
3. TotalFill BC-RRM ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir.
4. Pozitif kontrol grubu tamamen sızdırma gösterirken, negatif kontrol grubu ise hiçbir sızdırma göstermeyerek testin doğruluğunu kanıtlamışlardır.

Bu tez çalışmasındaki limitasyonlar da değerlendirilerek ileride daha güvenilir ve daha detaylı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Lin LM, Skribner JE, Gaengler P. Factors associated with endodontic treatment failures. *J Endod.* 1992;18(12):625–7.
2. Estrela C, Decurcio D de A, Rossi-Fedele G, Silva JA, Guedes OA, Borges ÁH. Root perforations: a review of diagnosis, prognosis and materials. *Braz Oral Res.* 2018;32(suppl 1):133–46.
3. Fuss Z, Trope M. Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Endod Dent Traumatol.* 1996;12(6):255–64.
4. Sinai IH. Endodontic perforations: their prognosis and treatment. *The Journal of the American Dental Association.* 1977;95(1):90–5.
5. Kvinnsland I, Oswald RJ, Halse A, Grønningsaeter AG. A clinical and roentgenological study of 55 cases of root perforation. *Int Endod J.* 1989;22(2):75–84.
6. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod.* 2006;32(9):894–6.
7. Prati C, Gandolfi MG. Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dental Materials.* 2015;31(4):351–70.
8. Dong X, Xu X. Bioceramics in Endodontics: Updates and Future Perspectives. *Bioengineering.* 2023;10(3).
9. Kidd EAM. Microleakage: a review. *J Dent.* 1976;4(5):199–206.
10. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent.* 1992;20(1):3–10.
11. Tabassum S, Khan FR. Failure of endodontic treatment: The usual suspects. *Eur J Dent.* 2016;10(1):144–7.
12. Siqueira JF. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *Int Endod J.* 2001;34(1):1–10.
13. Bhuva B, Ikram O. Complications in Endodontics. *Prim Dent J.* 2020;9(4):52–8.
14. Estrela C, Pécora JD, Estrela CRA, Guedes OA, Silva BSF, Soares CJ, et al. Common Operative Procedural Errors and Clinical Factors Associated with Root Canal Treatment. *Braz Dent J.* 2017;28(2):179–90.
15. Nicholls E. Treatment of traumatic perforations of the pulp cavity. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* 1962;15(5):603–12.
16. Seltzer S, Sinai I, August D. Periodontal effects of root perforations before and during endodontic procedures. *J Dent Res.* 1970;49(2):332–9.
17. Frank AL. Resorption, Perforations, and Fractures. *Dent Clin North Am.* 1974;18(2):465–87.

18. Tsesis I, Fuss Z. Diagnosis and treatment of accidental root perforations. *Endod Topics*. 2006;13(1):95–107.
19. Seltzer S, Sinai I, August D. Periodontal effects of root perforations before and during endodontic procedures. *J Dent Res*. 1970;49(2):332–9.
20. Dazey S, Senia ES. An in vitro comparison of the sealing ability of materials placed in lateral root perforations. *J Endod*. 1990;16(1):19–23.
21. Alhadainy HA, Himel VT. Evaluation of the sealing ability of amalgam, Cavit, and glass ionomer cement in the repair of furcation perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1993;75(3):362–6.
22. Simon JH, Kelly WH, Gordon DG, Ericksen GW. Extrusion of endodontically treated teeth. *The Journal of the American Dental Association*. 1978;97(1):17–23.
23. Meister F, Lommel TJ, Gerstein H, Davies EE. Endodontic perforations which resulted in alveolar bone loss. Report of five cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1979;47(5):463–70.
24. Holland R, Filho JA, de Souza V, Nery MJ, Bernabé PF, Junior ED. Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations. *J Endod*. 2001;27(4):281-4.
25. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod*. 2006;32(9):894–6.
26. Hashem AAR, Wanees Amin SA. The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study. *J Endod*. 2012;38(2):245–9.
27. Unal GC, Maden M, Isidan T. Repair of Furcal Iatrogenic Perforation with Mineral Trioxide Aggregate: Two Years Follow-up of Two Cases. *Eur J Dent*. 2010;4(4):475–81.
28. Katge FA, Shivasharan PR, Patil D. Sealing ability of mineral trioxide aggregate Plus™ and Biodentine™ for repair of furcal perforation in primary molars: An *in vitro* study. *Contemp Clin Dent*. 2016;7(4):487-492.
29. Abboud KM, Abu-Seida AM, Hassanien EE, Tawfik HM. Biocompatibility of NeoMTA Plus® versus MTA Angelus as delayed furcation perforation repair materials in a dog model. *BMC Oral Health*. 2021;21(1).
30. Wycall BT. Root perforations. A review of literature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1994;78(3):242–4.
31. Al-Nazhan S, El Mansy I, Al-Nazhan N, Al-Rowais N, Al-Awad G. Outcomes of furcal perforation management using Mineral Trioxide Aggregate and Biodentine: a systematic review. *J Appl Oral Sci*. 2022;30.
32. Lemon RR. Nonsurgical repair of perforation defects. Internal matrix concept. *Dent Clin North Am*. 1992;36(2):439-57.

33. Kakani AK, Veeramachaneni C, Majeti C, Tummala M, Khiyani L. A Review on Perforation Repair Materials. *J Clin Diagn Res.* 2015;9(9):ZE09-13.
34. Kaufman AY, Keila S. Conservative treatment of root perforations using apex locator and thermatic compactor-case study of a new method. *J Endod.* 1989;15(6):267-72.
35. T. S. Endodontic treatment of traumatic root perforations in man, A clinical and roentgenological follow-up study. *Swed Dent J.* 1972;65:457-66.
36. Ruddle CJ. Nonsurgical retreatment. *J Endod.* 2004;30(12):827-45.
37. Jeansonne BG, Boggs WS, Lemon RR. Ferric sulfate hemostasis: effect on osseous wound healing. II. With curettage and irrigation. *J Endod.* 1993;19(4):174-6.
38. Alsubait SA. Effect of Sodium Hypochlorite on Push-out Bond Strength of Four Calcium Silicate-based Endodontic Materials when used for repairing Perforations on Human Dentin: An in vitro Evaluation. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18(4):289-94.
39. Hartwell GR, England MC. Healing of furcation perforations in primate teeth after repair with decalcified freeze-dried bone: A longitudinal study. *J Endod.* 1993;19(7):357-61.
40. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod.* 2006;32(9):894-6.
41. Alsubait SA. Perforations on Human Dentin: An in vitro Evaluation. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18(4):289-94.
42. Gartner AH, Dorn SO. ADVANCES IN ENDODONTIC SURGERY. *Dent Clin North Am.* 1992;36(2):357-78.
43. Oynick J, Oynick T. Treatment of endodontic perforations. *J Endod.* 1985;11(4):191-2.
44. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972;132(4):133-5.
45. Skinner EW, Phillips RW, Bowen RL, Lee HL, Swartz ML, Smith FF. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology.* 1971;21(11):313-313.
46. Alhadainy HA, Himel VT. Comparative study of the sealing ability of light-cured versus chemically cured materials placed into furcation perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1993;76(3):338-42.
47. Kaur M, Singh H, Dhillon JS, Batra M, Saini M. MTA versus Biodentine: Review of Literature with a Comparative Analysis. *J Clin Diagn Res.* 2017;11(8):ZG01-5.
48. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical Basis of the Biologic Properties of Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod.* 2005;31(2):97-100.

49. Abdullah D, Pitt Ford TR, Papaioannou S, Nicholson J, McDonald F. An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. *Biomaterials*. 2002;23(19):4001–10.
50. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*. 2010;36(1):16–27.
51. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 1999;25(3):197–205.
52. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2005;31(2):101–3.
53. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod*. 1993;19(11):541–4.
54. Islam I, Kheng Chng H, Jin Yap AU. Comparison of the Physical and Mechanical Properties of MTA and Portland Cement. *J Endod*. 2006;32(3):193–7.
55. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2007 ;40(6):462–70.
56. Camilleri J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2008 ;41(5):408–17.
57. Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. Elemental Analysis of Crystal Precipitate from Gray and White MTA. *J Endod*. 2006 1;32(5):425–8.
58. Holland R, De Souza V, Nery MJ, Estrada Bernabé PF, Otoboni Filho JA, Dezan E, et al. Calcium Salts Deposition in Rat Connective Tissue After the Implantation of Calcium Hydroxide-Containing Sealers. *J Endod*. 2002 1;28(3):173–6.
59. Camilleri J, Montesin FE, Papaioannou S, McDonald F, Pitt Ford TR. Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2004 1;37(10):699–704.
60. Vallés M, Mercadé M, Duran-Sindreu F, Bourdelande JL, Roig M. Color stability of white mineral trioxide aggregate. *Clin Oral Investig*. 2013;17(4):1155–9.
61. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod*. 1995;21(7):349–53.
62. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review—Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial Properties. *J Endod*. 2010;36(1):16–27.
63. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod*. 2003;29(12):814–7.

64. Sluyk SR, Moon PC, Hartwell GR. Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *J Endod.* 1998;24(11):768–71.
65. Chogle S, Mickel AK, Chan DMK, Huffaker K, Jones JJ. Intracanal assessment of mineral trioxide aggregate setting and sealing properties. *Gen Dent.* 2007;55(4):306–11.
66. Dammaschke T, Gerth HUV, Züchner H, Schäfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater.* 2005;21(8):731–8.
67. Shah PMM, Chong BS, Sidhu SK, Pitt Ford TR. Radiopacity of potential root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996;81(4):476–9.
68. Ding SJ, Kao CT, Shie MY, Hung C, Huang TH. The physical and cytological properties of white MTA mixed with Na₂HPO₄ as an accelerant. *J Endod.* 2008;34(6):748–51.
69. Shipper G, Grossman ES, Botha AJ, Cleaton-Jones PE. Marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) compared with amalgam as a root-end filling material: a low-vacuum (LV) versus high-vacuum (HV) SEM study. *Int Endod J.* 2004;37(5):325–36.
70. Komabayashi T, Spångberg LSW. Comparative Analysis of the Particle Size and Shape of Commercially Available Mineral Trioxide Aggregates and Portland Cement: A Study with a Flow Particle Image Analyzer. *J Endod.* 2008;34(1):94–8.
71. Torabinejad M, Hong CU, Lee SJ, Monsef M, Pitt Ford TR. Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dogs. *J Endod.* 1995;21(12):603–8.
72. Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M. Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod.* 1998;24(8):543–7.
73. Keiser K, Chad Johnson C, Tipton DA. Cytotoxicity of mineral trioxide aggregate using human periodontal ligament fibroblasts. *J Endod.* 2000;26(5):288–91.
74. Kettering JD, Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod.* 1995;21(11):537–9.
75. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA. Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc.* 1999;130(7):967–75.
76. Surya Raghavendra S, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. Bioceramics in endodontics - a review. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2017;51(3 Suppl 1).
77. Dawood AE, Parashos P, Wong RHK, Reynolds EC, Manton DJ. Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. *J Investig Clin Dent.* 2017;8(2).
78. Jerez-Olate C, Araya N, Alcántara R, Luengo L, Bello-Toledo H, González-Rocha G, et al. In vitro antibacterial activity of endodontic bioceramic materials against dual and multispecies aerobic-anaerobic biofilm models. *Aust Endod J.* 2022;48(3):465–72.

79. de Oliveira NG, Araújo PR de S, da Silveira MT, Sobral APV, Carvalho M de V. Comparison of the biocompatibility of calcium silicate-based materials to mineral trioxide aggregate: Systematic review. *Eur J Dent.* 2018;12(2):317–26.
80. Best SM, Porter AE, Thian ES, Huang J. Bioceramics: Past, present and for the future. *J Eur Ceram Soc.* 2008;28(7):1319–27.
81. Hench LL, Wilson J. *An Introduction to Bioceramics.* An Introduction to Bioceramics. 1993 Oct;
82. Utneja S, Nawal RR, Talwar S, Verma M. Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture cement - review of its composition, properties and applications. *Restor Dent Endod.* 2015;40(1):1.
83. Al-Hezaimi K, Al-Hamdan K, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JHS, Rotstein I. Effect of white-colored mineral trioxide aggregate in different concentrations on *Candida albicans* in vitro. *J Endod.* 2005;31(9):684–6.
84. Siqueira JF, Lopes HP. Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J.* 1999;32(5):361–9.
85. Okabe T, Sakamoto M, Takeuchi H, Matsushima K. Effects of pH on mineralization ability of human dental pulp cells. *J Endod.* 2006;32(3):198–201.
86. Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod.* 2010;36(2):190–202.
87. Ranjkesh B, Chevallier J, Salehi H, Cuisinier F, Isidor F, Løvschall H. Apatite precipitation on a novel fast-setting calcium silicate cement containing fluoride. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2016;2(1):68–78.
88. Niu L na, Pei D dan, Morris M, Jiao K, Huang X qing, Primus CM, et al. Mineralogenic characteristics of osteogenic lineage-committed human dental pulp stem cells following their exposure to a discoloration-free calcium aluminosilicate cement. *Dent Mater.* 2016;32(10):1235–47.
89. Liu WN, Chang J, Zhu YQ, Zhang M. Effect of tricalcium aluminate on the properties of tricalcium silicate-tricalcium aluminate mixtures: setting time, mechanical strength and biocompatibility. *Int Endod J.* 2011;44(1):41–50.
90. Saxena P, Gupta SK, Newaskar V. Biocompatibility of root-end filling materials: recent update. *Restor Dent Endod.* 2013;38(3):119.
91. Shirliff VJ, Hench LL. Bioactive materials for tissue engineering, regeneration and repair. *J Mater Sci.* 2003;38(23):4697–707.
92. LeGeros RZ. Calcium phosphate materials in restorative dentistry: a review. *Adv Dent Res.* 1988;2(1):164–80.

93. Zhou S, Ma J, Shen Y, Haapasalo M, Ruse ND, Yang Q, et al. In vitro studies of calcium phosphate silicate bone cements. *J Mater Sci Mater Med*. 2013;24(2):355–64.
94. Ghoddsi J. Material modifications and related materials. *Mineral Trioxide Aggregate in Dentistry: From Preparation to Application*. 2014;9783642551574:131–49.
95. Guan X, Zhou Y, Yang Q, Zhu T, Chen X, Deng S, et al. Vital Pulp Therapy in Permanent Teeth with Irreversible Pulpitis Caused by Caries: A Prospective Cohort Study. *Journal of Personalized Medicine* 2021, Vol 11, Page 1125. 2021;11(11):1125.
96. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Characterization of un-hydrated and hydrated BioAggregate™ and MTA Angelus™. *Clin Oral Investig*. 2015;19(3):689–98.
97. Yang YT, Xia B, Xu Z, Dou G, Lei Y, Yong W. The effect of partial pulpotomy with iRoot BP Plus in traumatized immature permanent teeth: A randomized prospective controlled trial. *Dent Traumatol*. 2020;36(5):518–25.
98. Alnassar I, Altinawi MK, Rekab MS, Alzoubi H, Katbeh I. Evaluation of Bioceramic Putty in Pulpotomy of Immature Permanent Molars With Symptoms of Irreversible Pulpitis. *Cureus*. 2022;14(11).
99. Loushine BA, Bryan TE, Looney SW, Gillen BM, Loushine RJ, Weller RN, et al. Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Endod*. 2011;37(5):673–7.
100. Persson C, Engqvist H. Premixed calcium silicate cement for endodontic applications: injectability, setting time and radiopacity. *Biomater*. 2011;1(1):76-80.
101. Sun Q, Meng M, Steed JN, Sidow SJ, Bergeron BE, Niu L na, et al. Manoeuvrability and biocompatibility of endodontic tricalcium silicate-based putties. *J Dent*. 2021;104.
102. Primus C, Gutmann JL, Tay FR, Fuks AB. Calcium silicate and calcium aluminate cements for dentistry reviewed. *Journal of the American Ceramic Society*. 2022;105(3):1841–63.
103. Niu LN, Jiao K, Wang T Da, Zhang W, Camilleri J, Bergeron BE, et al. A review of the bioactivity of hydraulic calcium silicate cements. *J Dent*. 2014;42(5):517–33.
104. Taha NA, Aboyounes FB, Tamimi ZZ. Root-end microsurgery using a premixed tricalcium silicate putty as root-end filling material: a prospective study. *Clin Oral Investig*. 2021;25(1).
105. Lovato KF, Sedgley CM. Antibacterial activity of endosequence root repair material and proroot MTA against clinical isolates of *Enterococcus faecalis*. *J Endod*. 2011;37(11):1542–6.
106. https://www.fkg.ch/sites/default/files/FKG_TotalFill_Brochure_EN_WEB_202201.pdf.

107. Malkondu Ö, Kazandağ MK, Kazazoğlu E. A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int*. 2014;2014.
108. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dental Materials*. 2013;1;29(5):580–93.
109. Kaup M, Schäfer E, Dammaschke T. An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head Face Med*. 2015;11(1):1–8.
110. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials*. 2013;29(2):e20–8.
111. Camilleri J. Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *J Dent*. 2013;41(7):600–10.
112. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *J Conserv Dent*. 2013;16(5):462.
113. El-Ma’Aita AM, Qualtrough AJE, Watts DC. The effect of smear layer on the push-out bond strength of root canal calcium silicate cements. *Dental Materials*. 2013;29(7):797–803.
114. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.
115. Vallés M, Mercadé M, Duran-Sindreu F, Bourdelande JL, Roig M. Influence of Light and Oxygen on the Color Stability of Five Calcium Silicate-based Materials. *J Endod*. 2013;39(4):525–8.
116. Singh H, Professsor A, Kaur M, Markan S, Kapoor P. Interdisciplinary Medicine and Dental Science Biodentine: A Promising Dentin substitute. *J Interdiscipl Med Dent Sci*. 2014;2(5):5.
117. Zhou HM, Shen Y, Wang ZJ, Li L, Zheng YF, Häkkinen L, et al. In Vitro Cytotoxicity Evaluation of a Novel Root Repair Material. *J Endod*. 2013;39(4):478–83.
118. Rajasekharan S, Martens LC, Cauwels RGEC, Verbeeck RMH. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: A review of the literature. *European Archives of Paediatric Dentistry*. 2014;15(3):147–58.
119. Lindquist TJ, Connolly J. In vitro microleakage of luting cements and crown foundation material. *J Prosthet Dent*. 2001;85(3):292–8.
120. Johnson WT, Zakariasen KL. Spectrophotometric analysis of microleakage in the fine curved canals found in the mesial roots of mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1983;56(3):305–9.

121. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent.* 2002;27(6):628–35.
122. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent.* 1997;22(4):173–85.
123. Mathis RS, DeWald JP, Moody CR, Ferracane JL. Marginal leakage in class V composite resin restorations with glass ionomer liners in vitro. *J Prosthet Dent.* 1990;63(5):522–5.
124. Crim GA, Mattingly SL. Evaluation of two methods for assessing marginal leakage. *J Prosthet Dent.* 1981;45(2):160–3.
125. Swanson K, Madison S. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. *J Endod.* 1987;13(2):56–9.
126. Robertson D, Leeb IJ, McKee M, Brewer E. A clearing technique for the study of root canal systems. *J Endod.* 1980;6(1):421–4.
127. de Magalhães CS, Serra MC, Rodrigues Júnior AL. Volumetric microleakage assessment of glass-ionomer-resin composite hybrid materials. *Quintessence Int.* 1999;30(2):117–21.
128. Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J.* 1982;153(6):223–7.
129. Charlton DG, Moore BK. In vitro evaluation of two microleakage detection tests. *J Dent.* 1992;20(1):55–8.
130. Powis DR, Prosser HJ, Shortall AC, Wilson AD. Long-term monitoring of microleakage of composites. Part I: Radiochemical diffusion technique. *J Prosthet Dent.* 1988;60(3):304–7.
131. Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, Horner JA, Pashley DH, Caughman WF. Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Oper Dent.* 1992;17(1):13–20.
132. Holtan JR, Nystrom GP, Douglas WH, Phelps RA 2nd. Microleakage and marginal placement of a glass-ionomer liner. *Quintessence Int.* 1990;21(2):117-22.
133. Fayyad MA, Ball PC. Bacterial penetration around amalgam restorations. *J Prosthet Dent.* 1987;57(5):571–4.
134. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol.* 1982;11(6):439–50.
135. Cox CF. Evaluation and treatment of bacterial microleakage. *Am J Dent.* 1994;7(5):293–5.
136. Živković S, Bojović S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001;91(3):353–8.

137. Häikel Y, Freymann M, Fanti V, Claisse A, Poumier F, Watson M. Apical microleakage of radiolabeled lysozyme over time in three techniques of root canal obturation. *J Endod.* 2000;26(3):148–52.
138. Jacobson SM, von Fraunhofer JA. The investigation of microleakage in root canal therapy. An electrochemical technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1976;42(6):817–23.
139. Mattison GD, von Fraunhofer JA. Electrochemical microleakage study of endodontic sealer/cements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1983;55(4):402–7.
140. Pradelle-Plasse N, Wenger F, Picard B, Colon P. Evaluation of microleakage of composite resin restorations by an electrochemical technique: The impedance methodology. *Dental Materials.* 2004;20(5):425–34.
141. Wu MK, Wesselink PR, Boersma J. A 1-year follow-up study on leakage of four root canal sealers at different thicknesses. *Int Endod J.* 1995;28(4):185-9.
142. Derkson GD, Pashley DH, Derkson ME. Microleakage measurement of selected restorative materials: a new in vitro method. *J Prosthet Dent.* 1986;56(4):435–40.
143. Soares CJ, Celiberto L, Dechichi P, Fonseca RB, Martins LRM. Marginal integrity and microleakage of direct and indirect composite inlays: SEM and stereomicroscopic evaluation. *Braz Oral Res.* 2005;19(4):295–301.
144. Irzooqee AF, Al Haidar AHMJ, Abdul-Kareem M. The Effect of Different Obturation Techniques in Primary Teeth on the Apical Microleakage using Endoflas: A Comparative In Vitro Study. *Int J Dent.* 2023;2023.
145. Jew RCK, Weine FS, Keene JJ, Smulson MH. A histologic evaluation of periodontal tissues adjacent to root perforations filled with Cavit. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1982;54(1):124–35.
146. Lee YL, Lee BS, Lin FH, Yun Lin A, Lan WH, Lin CP. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials.* 2004;25(5):787–93.
147. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *J Conserv Dent.* 2013;16(5):462–5.
148. Hamad HA, Tordik PA, McClanahan SB. Furcation perforation repair comparing gray and white MTA: a dye extraction study. *J Endod.* 2006;32(4):337–40.
149. H A Alhadainy. Root perforations. A review of literature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994;78(3):242–4.
150. Hashem AAR, Wanees Amin SA. The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study. *J Endod.* 2012;38(2):245–9.

151. Tai KW, Chang YC. Cytotoxicity evaluation of perforation repair materials on human periodontal ligament cells in vitro. *J Endod.* 2000;26(7):395–7.
152. Hui KC, Islam I, Jin Yap AU, Yen WT, Eng TK. Properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 2005;31(9):665–8.
153. Hardy I, Liewehr FR, Joyce AP, Agee K, Pashley DH. Sealing ability of One-Up Bond and MTA with and without a secondary seal as furcation perforation repair materials. *J Endod.* 2004;30(9):658–61.
154. Best SM, Porter AE, Thian ES, Huang J. Bioceramics: Past, present and for the future. *J Eur Ceram Soc.* 2008;28(7):1319–27.
155. Utneja S, Nawal RR, Talwar S, Verma M. Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture cement - review of its composition, properties and applications. *Restor Dent Endod.* 2015;40(1):1.
156. Ng YL, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature -- Part 2. Influence of clinical factors. *Int Endod J.* 2008;41(1):6–31.
157. Laurent P, Camps J, About I. Biodentine(TM) induces TGF- β 1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *Int Endod J.* 2012;45(5):439–48.
158. Koubi G, Colon P, Franquin JC, Hartmann A, Richard G, Faure MO, et al. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):243–9.
159. Vidal K, Martin G, Lozano O, Salas M, Trigueros J, Aguilar G. Apical Closure in Apexification: A Review and Case Report of Apexification Treatment of an Immature Permanent Tooth with Biodentine. *J Endod.* 2016;42(5):730–4.
160. Juez M, Ballester ML, Berástegui E. *In vitro* comparison of apical microleakage by spectrophotometry in simulated apexification using White Mineral Trioxide Aggregate, TotalFill Bioceramic Root Repair material, and BioDentine. *J Conserv Dent.* 2019;22(3):237-240.
161. Ashi T, Mancino D, Hardan L, Bourgi R, Zghal J, Macaluso V, et al. Physicochemical and Antibacterial Properties of Bioactive Retrograde Filling Materials. *Bioengineering.* 2022;9(11).
162. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28(3):215–35.
163. Uzun Özgür. Deneysel endodontide üç boyutlu rekonstrüksiyon çalışmaları. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2007;24(3):181–6.

164. Yang HS, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2001;86(1):74–80.
165. Nagas E, Uyanik O, Altundasar E, Durmaz V, Cehreli ZC, Vallittu PK, et al. Effect of different intraorifice barriers on the fracture resistance of roots obturated with Resilon or gutta-percha. *J Endod.* 2010;36(6):1061–3.
166. John AD, Webb TD, Imamura G, Goodell GG. Fluid flow evaluation of Fuji Triage and gray and white ProRoot mineral trioxide aggregate intraorifice barriers. *J Endod.* 2008;34(7):830–2.
167. Sauáia TS, Gomes BPF, Pinheiro ET, Zaia AA, Ferraz CCR, Souza-Filho FJ. Microleakage evaluation of intraorifice sealing materials in endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102(2):242–6.
168. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent.* 1991;4(5):231–6.
169. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent Mater.* 1991;7(1):2–10.
170. Torabinejad M, Lee SJ, Hong CU. Apical marginal adaptation of orthograde and retrograde root end fillings: a dye leakage and scanning electron microscopic study. *J Endod.* 1994;20(8):402–7.
171. Lolayekar N, Bhat S, Hegde S. Sealing ability of ProRoot MTA and MTA-Angelus simulating a one-step apical barrier technique--an in vitro study. *J Clin Pediatr Dent.* 2009;33(4):305–10.
172. Camps J, Pashley D. Reliability of the dye penetration studies. *J Endod.* 2003;29(9):592–4.
173. Al-Daafas A, Al-Nazhan S. Histological evaluation of contaminated furcal perforation in dogs' teeth repaired by MTA with or without internal matrix. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103(3).
174. Pitt Ford TR, Torabinejad M, McKendry DJ, Hong CU, Kariyawasam SP. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995;79(6):756–63.
175. COHEN S, HARGREAVES KM. Cohen's Pathways of the Pulp. 10th ed. St Louis: Mosby Inc, editor. 2011. 941–942 p.
176. Katge F, Shivasharan P, Patil D. Sealing ability of mineral trioxide aggregate Plus™ and Biodentine™ for repair of furcal perforation in primary molars: An in vitro study. *Contemp Clin Dent.* 2016;7(4):487–92.
177. Singh P, Paul J, Al-Khuraif AA, Vellappally S, Halawany HS, Hashim M, et al. Sealing ability of mineral trioxide aggregate, calcium phosphate cement, and glass ionomer cement in the repair of furcation perforations. *Acta Medica (Hradec Kralove).* 2013;56(3):97–103.

178. Juez M, Ballester ML, Berástegui E. *In vitro* comparison of apical microleakage by spectrophotometry in simulated apexification using White Mineral Trioxide Aggregate, TotalFill Bioceramic Root Repair material, and BioDentine. *J Conserv Dent*. 2019;22(3):237-240.
179. Gaurav P, Harshita L, Vijeta P. Efficacy of Mineral Trioxide Aggregate Repair High Plasticity, Biodentine, and EndoSequence Root Repair Material Putty as Apical Barriers in Immature Permanent Teeth: An In Vitro Bacterial Leakage Study. *J Contemp Dent Pract*. 2022;23(9):872–6.
180. Shahi, Shahriar, et al. "Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) and Portland cement as root-end filling materials: A scanning electron microscopy (SEM) study." *African Journal of Biotechnology* 10.71 (2011): 16084-16088.
181. Pelepenko LE, Saavedra F, Antunes TBM, Bombarda GF, Gomes BPFA, Zaia AA, et al. Physicochemical, antimicrobial, and biological properties of White-MTAFlow. *Clin Oral Investig*. 2021;25(2):663–72.
182. Raju N, Kumar P, Jayashankara C, Girish S. A study to evaluate and compare the apical sealing ability of MTA, Biodentine, and TotalFill BC RRM Putty in simulated immature teeth. *International Journal of Preventive and Clinical Dental Research*. 2022;9(1):1.
183. Alamoudi RA, Abu Zeid ST. Effect of Irrigants on the Push-Out Bond Strength of Two Bioceramic Root Repair Materials. *Materials*. 2019;12(12).
184. Kharouf N, Arntz Y, Eid A, Zghal J, Sauro S, Haikel Y, et al. Physicochemical and Antibacterial Properties of Novel, Premixed Calcium Silicate-Based Sealer Compared to Powder-Liquid Bioceramic Sealer. *J Clin Med*. 2020;9(10):1–17.
185. Pushpa S, Maheshwari C, Maheshwari G, Sridevi N, Duggal P, Ahuja P. Effect of pH on solubility of white Mineral Trioxide Aggregate and Biodentine: An in vitro study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2018;12(3):201–7.
186. Alnassar I, Altinawi MK, Rekab MS, Alzoubi H, Katbeh I. Evaluation of Bioceramic Putty in Pulpotomy of Immature Permanent Molars With Symptoms of Irreversible Pulpitis. *Cureus*. 2022;14(11).
187. Estrela C, Bammann LL, Estrela CR, Silva RS, Pécora JD. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J*. 2000;11(1):3–9.
188. Jang YJ, Kim YJ, Vu HT, Park JH, Shin SJ, Dashnyam K, et al. Physicochemical, Biological, and Antibacterial Properties of Four Bioactive Calcium Silicate-Based Cements. *Pharmaceutics*. 2023;15(6).
189. Baba T, Tsujimoto Y. Examination of Calcium Silicate Cements with Low-Viscosity Methyl Cellulose or Hydroxypropyl Cellulose Additive. *Biomed Res Int*. 2016;2016.

190. Natu VP, Dubey N, Loke GCL, Tan TS, Ng WH, Yong CW, et al. Bioactivity, physical and chemical properties of MTA mixed with propylene glycol. *Journal of Applied Oral Science*. 2015;23(4):405.
191. Kwon YD, SS, LSH, & LBS. Comparison of physical properties between paste type mineral trioxide aggregates (MTA) and powder-liquid mix type MTA. *Korean J Dent Mate*. 2017;44:11–20.

